

**Einfluss von Zirkoniumdioxid- und Glaskeramiken auf das
Durchhärteverhalten von Befestigungskompositen**

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae
(Dr. med. dent.)

vorgelegt dem
Rat der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von
Stefan Bernuth
geboren am 31.10.1982 in Gotha

Jena, den 29. Oktober 2010

Gutachter

1. OÄ PD Dr. habil. M. Schmidt, Jena
2. Prof. Dr. S. Kneist, Jena
3. Prof. Dr. B. Kordaß, Greifswald

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07. 06. 2011

In Dankbarkeit
meiner Familie gewidmet

Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
bis-GMA	bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
DIN	Deutsche Industrienorm
d	Tag
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
Gew.-%	Gewichtsprozent
HV	Mikrohärte nach Vickers
ISO	International Organisation for Standardisation
LED	Light Emitting Diodes, Licht emittierende Dioden
Masse%	Masseprozent
mind.	mindestens
mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratzentimeter
N	Newton
nm	Nanometer
n.M.	Messung nicht möglich
Ø	Durchmesser
p	Signifikanzniveau
PMMA	Polymethylmethacrylat
µm	Mikrometer
TEGDMA	Triethylen-glykol-dimethacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
UV	Ultraviolett
Vol.-%	Volumenprozent

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Zusammenfassung	3
2 Einleitung	5
3 Stand der Forschung	8
3.1 Keramiken	8
3.1.1 Historische Entwicklung	8
3.1.2 Einteilung der Dentalkeramiken	10
3.1.2.1 Silikatkeramiken	11
3.1.2.1.1 Feldspatkeramiken	11
3.1.2.1.2 Glaskeramiken	13
3.1.2.2 Oxidkeramiken	16
3.1.2.2.1 Glasinfiltrierte Keramiken	16
3.1.2.2.2 Polykristalline Keramiken	18
3.2 Komposite	21
3.2.1 Historische Entwicklung	22
3.2.2 Initiatorsystem	23
3.2.3 Füllkörper	24
3.3 Lichtpolymerisationsgeräte	25
3.3.1 Halogenlampen	26
3.3.2 Plasmalampen	27
3.3.3 Laserlampen	28
3.3.4 LED-Lampen	29
4 Material und Methode	31
4.1 Materialien	31
4.1.1 Polymerisationslampen	31
4.1.2 Befestigungskomposite	34
4.1.3 Keramiken	36
4.2 Methode	38
4.2.1 Versuchsaufbau	38
4.2.2 Herstellung der Prüfkörper	39

4.2.3	Härteprüfung nach Vickers	40
4.2.4	Messung der Lichtintensität	41
4.2.5	Statistik	41
5	Ergebnisse	43
5.1	Leistungsmessung der Polymerisationslampen	43
5.2	Vickers-Härte zur Bestimmung der Eigenfestigkeit der Befestigungskomposite	44
5.3	Vickers-Härte nach Polymerisation durch unterschiedliche Keramiken bzw. Dentin	47
5.3.1	Vickers-Härte der verschiedenen Befestigungskomposite nach Polymerisation mit einer Polymerisationslampe durch eine Keramik	47
5.3.2	Vickers-Härte der Befestigungskomposite nach Polymerisation mit unterschiedlichen Polymerisationslampen durch eine Keramik	49
5.3.3	Vickers-Härte der Befestigungskomposite nach Polymerisation durch unterschiedliche Keramiken mit einer Polymerisationslampe und einem Befestigungskomposit	52
5.3.4	Polymerisation eines Befestigungskomposits durch mit Feldspatkeramik verblendeter Lava Frame Keramik	56
5.3.5	Polymerisation von Befestigungskompositen durch Dentin	58
6	Diskussion	61
6.1	Vickers-Härte	61
6.2	Lampen und Belichtungszeit	62
6.3	Komposit und Kompositfarbe	66
6.4	Keramik und ihre Schichtstärke	67
6.5	Dentin	70
7	Schlussfolgerungen	72
8	Literaturverzeichnis	74
9	Anhang	89

1 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es festzustellen, welchen Einfluss die Parameter Keramikart, Keramikdicke, Keramikfarbe, Dentindicke, Polymerisationslampe sowie Lagerungszeit nach der Polymerisation auf den Polymerisationsgrad von Befestigungskompositen haben.

In die Versuchsreihen wurden die dualhärtenden Befestigungskomposite Calibra (Dentsply, Konstanz, Deutschland), Bific DC (Voco, Cuxhafen, Deutschland), Rely X ARC (3M – ESPE, Seefeld, Deutschland), Vario Link II high (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sowie die rein lichthärtenden dünnfließenden Komposite Grandio Flow (Voco, Cuxhafen, Deutschland) und Tetric Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aufgenommen. Dabei wurde jeweils nur der lichthärtende Anteil untersucht, um den alleinigen Einfluss der Polymerisationslampe bewerten zu können. Bei den Keramiken handelte es sich um ProCad Glaskeramik für die Cerec Anwendung (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Empress II Presskeramik aus Lithiumdisilikat Glaskeramik (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sowie um die Gerüstkeramik Lava Frame aus Zirkoniumdioxid (3M – ESPE, Seefeld, Deutschland). Die Schichtstärken variierten zwischen 0,5 und 4 mm. Es wurden jeweils die Farben A1 und A3 verwendet.

Als Polymerisationslampen dienten die Halogenlampen Astralis 10 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Elipar TriLight (3M ESPE, Seefeld, Deutschland), die LED-Lampen Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sowie die Plasmapolymersationslampe Crealight (Schütz – Dental, Rosbach, Deutschland). Alle Lampen, außer der Plasmalampe, wurden im Standardmodus mit einer Belichtungszeit von 20 s benutzt. Für die Polymerisationslampe Crealight wurden 10 s gewählt.

Um den Polymerisationsgrad der Befestigungskomposite unter verschiedenen Keramiken untersuchen zu können, wurde die Bestimmung der Vickers-Härte als indirektes Maß der Polymerisation herangezogen. Zur Messung der Eigenfestigkeit wurde diejenige Vickers-Härte, die im Standardmodus bei direkt auf das Komposit aufgesetzter Lichtquelle erreicht wurde, als 100 % Aushärtung angenommen.

Für die Härtebestimmung nach Polymerisation durch die unterschiedlichen Medien wurden alle Komposite, Keramiken, Dentinstärken, Farben, Schichtstärken und Lampen kombiniert.

Weiter wurde die Lava Frame Gerüstkeramik mit Feldspat verblendet, um die in der Praxis verwendete Methode der ästhetischen Verblendung von Zirkoniumdioxidkeramik zu simulieren.

Die Analyse ergab eine Abhängigkeit von allen eingangs aufgeführten Parametern. Bei sonst konstanten Parametern wirkten sich folgende Veränderungen negativ auf die Durchhärtung aus: Verringerung der Belichtungsdauer, hohe Keramikschichtstärke, dunkle Keramikfarbtöne, hohe Dentinschichtstärken.

Bezüglich der Polymerisationslampen wurden unter den beschriebenen Versuchsbedingungen mit der Astralis 10 die besten Ergebnisse erzielt. Mit nur geringfügigen Abstrichen folgten die LED-Lampen. Trotz der höchsten Lichtintensität waren die Härtewerte nach Polymerisation mit Crealight schlechter als die nach der Polymerisation mit LED-Lampen. Die gleiche Reihenfolge ergab sich nach Polymerisation durch Dentin hindurch.

Für den Anwender werden folgende Empfehlungen formuliert:

- Bei Verwendung einer opaken Keramik sollte ab einer Schichtstärke von 2 mm ein dualhärtendes Komposit verwendet werden.
- Im Zweifel muss die Belichtungszeit erhöht werden.
- Bei Neukauf wird zu einer LED-Lampe mit hoher Lichtleistung geraten.
- Es ist vorteilhaft, ein zur vorhandenen Polymerisationslampe und Keramik passendes Befestigungskomposit auszuwählen.
- Auf Grund der beobachteten Nachhärtung sollte die volle Belastung der Restauration frühestens nach 12 besser nach 24 Stunden erfolgen.

2 Einleitung

Das Streben nach ästhetischen Restaurationsmöglichkeiten führte in der Zahnmedizin schon früh zur Verwendung von keramischen Werkstoffen.

Durch die Weiterentwicklung von vollkeramischem Zahnersatz, dessen Herstellung bereits gegen Ende des 19. Jahrhunderts begann (Kappert et al. 2001), gelang es, ansprechende ästhetische Ergebnisse zu erzielen.

Kaum ein anderes Material hat in den letzten Jahren für so viel Aufsehen auf dem Gebiet der Zahnheilkunde gesorgt wie das Zirkoniumdioxid (ZrO_2).

Zirkoniumdioxid – entdeckt 1789 von dem deutschen Chemiker Martin Heinrich Klaproth als Reaktionsprodukt beim Erhitzen von Edelsteinen - kam lange Zeit mit Eisenoxiden vermischt zur Farbpigmentierung von Keramiken zur Anwendung (Piconi et al. 1998).

Obwohl als Allround-Werkstoff vielfältig einsetzbar, wie zum Beispiel in der Weltraumforschung als Hitzeschild im Space Shuttle, im Fahrzeugbau als Bremsscheiben für Sportwagen, in Schmucksteinen und als Kugelhöpfe künstlicher Hüftgelenke (Faltermeier 2008), kommt die Zirkoniumdioxid-Hochleistungskeramik erst seit 1998 in der Zahnmedizin im Einsatz.

Seitdem haben sich die Anwendungsmöglichkeiten von Zirkoniumdioxid beträchtlich erweitert. Sie reichen von Veneers über Inlays und Einzelkronen bis hin zu mehrgliedrigen Brücken im Seitenzahngebiet (Strub et al. 2005).

„Die Kompatibilität mit der biologischen Struktur des Menschen, die physikalische Neutralität zu anderen Restaurationswerkstoffen im Mund, die dem Zahnschmelz gleichende Lichttransmission und besonders die Ästhetik, nicht zuletzt durch einen nahezu unsichtbaren Kronenrand“ (Pospiech 2002), werden den Werkstoff ZrO_2 auch weiterhin im Focus der Zahnmedizin stehen lassen.

Da Keramiken im Allgemeinen mit Kompositen befestigt und diese mit Polymerisationsgeräten lichtgehärtet werden, ergeben sich hierbei eine Vielzahl von Faktoren, die auf dieses System einwirken können.

Durch die Weiterentwicklung und Verbesserung der derzeit vorhandenen Befestigungskunststoffe steht heute eine Vielzahl von Produkten zur Verfügung.

Die bestmögliche Polymerisation von lichthärtenden Kunststoffen bildet die wesentliche Grundlage für einen langfristigen klinischen Behandlungserfolg.

Die konventionelle Polymerisation von Kompositmaterialien wurde bisher mittels Halogenlampen ausgeführt. Vereinzelt findet man auch Plasmalampen und Laser. So genannte Light Emitting Diodes, kurz LED's, halten immer häufiger Einzug in die moderne praktische Zahnheilkunde.

Auf diesem Gebiet erlangt die Forschung fast täglich neue Erkenntnisse und die inzwischen unüberschaubare Anzahl verschiedener Produkte erschwert es dem Zahnarzt, die Übersicht zu behalten.

Hier wirft sich für den Anwender die Frage auf, inwieweit die verschiedenen Polymerisationsgeräte mit den in der eigenen Praxis verwendeten Kompositen kompatibel sind.

Da die lichtinduziert härtenden Zahnrestaurationsmaterialien einschließlich der Optimierung der Initiatorsysteme kontinuierlich weiterentwickelt, die Polymerisationsgeräte auf unterschiedlicher Basis ständig verbessert werden und auch die Dentalkeramiken weitere Verbesserungen erfahren, macht sich eine übersichtliche Charakterisierung des Zusammenhanges Polymerisationslampe – Kunststoff – Keramik in Bezug auf die Haltbarkeit der gesamten Restauration erforderlich.

Ziel der vorliegenden Studie ist es daher herauszuarbeiten, inwieweit die Polymerisation von Befestigungskompositen einerseits von der Schichtstärke und Farbe der Keramik, die das Polymerisationslicht durchdringen muss, und andererseits vom Licht der verwendeten Polymerisationslampe abhängt. Als Maßstab für den Grad der Aushärtung des Komposits wird die Vickers-Härte an der lichtzu- und der lichtabgewandten Seite des Prüfkörpers gemessen. Es sollen verschiedene adhäsive Befestigungsmaterialien durch Keramik- und Dentinscheiben mit verschiedenen Polymerisationslampen lichtgehärtet werden.

Folgende Einflüsse werden untersucht und beurteilt:

1. Einfluss der Keramik (Zirkoniumdioxid- und Glaskeramik) auf die Oberflächenhärte des Befestigungskomposits,
2. Einfluss der Dicke der zu durchstrahlenden Keramik auf die Oberflächenhärte des Befestigungskomposits,
3. Einfluss der Farbe der zu durchstrahlenden Keramik auf die Oberflächenhärte des Befestigungskomposits,

-
4. Einfluss der durchstrahlenden Dentinschichtstärke auf die Oberflächenhärte des Befestigungskomposits,
 5. Einfluss des Polymerisationsverfahrens (Halogen-, Plasma-, LED-Licht) auf den Grad der Polymerisation (indirekt gemessen als Vickers-Härte),
 6. Einfluss der Lagerungszeit (5 Minuten, 24 Stunden, 30 Tage) auf die Vickers-Härte der Befestigungskomposite.

3 Stand der Forschung

3.1 Keramiken

3.1.1 Historische Entwicklung

Der Name Keramik ist von dem griechischen Wort „keramos“ (Töpfererde, Ziegel, Tongefäß) abgeleitet und bezeichnet sowohl die Erzeugnisse aus gebrannten ton- bzw. kaolinhaltigen Massen als auch die Technik ihrer Herstellung (Eichner und Kappert 1996). Auf einige tausend Jahre vor Christus werden die Uranfänge der Keramik datiert. Töpfer-ton ist ein quellfähiges Aluminium-Silikat mit plättchenförmigen Tonkristallen, die beim Brennen zu einem Festkörper zusammensintern (Eichner und Kappert 1996). Versiegelt wird die entstandene poröse Keramik durch einen glasartigen Überzug.

Porzellan, welches Quarz- und Feldspatanteile enthält, wurde erstmal ca. 700 n. Chr. in China hergestellt und gelangte vermutlich im 15. Jh. durch die Portugiesen nach Europa (Gehre 2000). Im 12. Jahrhundert wurden als Weiterentwicklung der Glasurtechniken die so genannten Seladonglasuren entwickelt, die mit den aktuellen Glaskeramiken vergleichbar sind (Vandiver 1990).

Erst im Jahr 1709 gelang Böttcher am Sächsischen Königshof die Anfertigung des ersten weißen europäischen Porzellans (Hennicke 1997, Gehre 2000, Kern und Pröbster 2002, Rech 2002).

Fauchard beschrieb 1733 in seinem Buch „Tractat von den Zähnen“ erstmals das Aufbrennen von Keramiken auf Brückenprothesen aus Gold (Stephan 2002, Nielsen 1996). Allerdings setzte sich diese Technik aufgrund der unzureichenden Festigkeit der Verblendung nicht durch.

Etwa zeitgleich entwickelten Reaumur und Morin das Frittenporzellan. Der Pariser Apotheker Alexis Duchateau fertigte 1774 die erste aus Porzellan bestehende Prothese (Raigrodski 2004, Janda 1988). Bislang waren zur Herstellung von Zahnersatz natürliche Materialien wie Knochen, Elfenbein und natürliche Zähne verwendet worden.

Als Wegbereiter für die Herstellung von Porzellan-zähnen gilt der Zahnarzt Dubois de Chemant (Scott 1975, Roulet et al. 1987, Bieniek und Spiekermann 1993), der die Vorarbeit für die Fabrikation von Porzellan-zähnen leistete und auch das Patent darauf erhielt. 1780 stellte man in Frankreich erstmals künstliche porzellanähnliche Zähne her.

In England begann 1838 und in Nordamerika 1844 die Produktion von fabrikgefertigten Porzellanzähnen. Mit der Gründung der Zahnfabrik Wieland im Jahr 1893 wurde in Deutschland die Produktion künstlicher Zähne aufgenommen. Es folgten 1910 die Zahnfabrik Hoddes, 1921 Hutschenreuther und 1922 die Dr. Hildebrandt Zahnfabrik, die heute den Namen Vita Zahnfabrik trägt (Fischer et al. 1999).

Die erste massenhafte Anwendung dieses neuen Werkstoffes setzte die Firma S. S. White Corporation um, indem sie Porzellanzähne industriell herstellte (Reuling und Siebert 1989, Eichner und Kappert 1996, Strub et al. 2005).

Charles Land begann 1896 Kronen aus der dem Porzellan abgewandelten Feldspatkeramik zu brennen (Kirsten 1929, Gehre 2000, Kelly 1996). Dabei wurde Feldspatkeramik auf eine dem Zahnstumpf aufgepasste Platinfolie gebrannt. Die Feldspatkeramiken unterscheiden sich vom konventionellen Porzellan durch einen erhöhten Feldspatanteil zur Verbesserung der Viskosität sowie durch weitere Zusätze zur Beeinflussung der Farbgebung, der Schmelztemperatur und des thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Marxkors und Meiners 1993).

Diese so genannten Mantel- oder Jacketkronen von Brill und Lewin, die sich in den 30er Jahren des letzten Jahrhunderts im Frontzahnbereich durchsetzten, waren jedoch durch mangelnde Aufbereitungstechnologien der Dentalmassen eine noch nicht ausgereifte Technologie beim Brennen sowie durch ungenügende Abform- und Modelltechnik sehr bruchgefährdet (Eichner und Kappert 1996).

Der schlechte Ruf der Jacketkronen begründete sich neben der Bruchgefahr auch auf dem hohen Hartsubstanzabtrag aufgrund der erforderlichen Präparationsform (Pospiech et al. 2004). Der Grund für das häufige Bruchversagen der Jacketkronen ist in der geringen Festigkeit der Keramik und im schlechten Randschluss zu suchen.

Trotz der mangelnden Eigenschaften waren die Jacketkronen bis zur Entwicklung der metallkeramischen Systeme in den 50er Jahren die einzige festsitzende ästhetische Restaurationsmöglichkeit für den Frontzahnbereich (Kappert und Krah 2001).

McLean und Hughes verbesserten 1965 das Problem der Frakturanfälligkeit von vollkeramischem Zahnersatz durch die Empfehlung, Aluminiumoxidkristalle als Keramikverstärkung einzusetzen (Eichner und Kappert 1996). Dies jedoch verbesserte den schlechten Ruf der Jacketkronen nicht wesentlich.

Deswegen war bis zur Mitte der achtziger Jahre des 20. Jh. die Metallkeramik das Mittel der Wahl, um langlebigen, zahnfarbenen Zahnersatz herzustellen.

Neue ingenieurwissenschaftliche Erkenntnisse ließen Glaskeramiken und später Oxidkeramiken als dentalkeramische Werkstoffe Einzug in die Zahnmedizin finden.

Garvie et al. entwickelten 1975 das teilstabilisierte Zirkoniumdioxid, das sie aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften als „ceramic steel“ bezeichneten und welches als Gerüstmaterial derzeit im Mittelpunkt der dentalkeramischen Entwicklungen steht (Garvie et al. 1975).

Sowohl neue Verarbeitungsverfahren, wie das Guss-, Press- und Fräsverfahren, welche parallel zur bekannten Sintertechnologie eingeführt wurden, als auch Veränderungen der Zusammensetzung und Struktur der Dentalkeramiken (Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidverstärkung), führten zu einer Erweiterung der Indikation für vollkeramische Restaurationen bis in den stark kaubeanspruchten Seitenzahnbereich (Gehre 2000).

3.1.2 Einteilung der Dentalkeramiken

Zum einen kann die Einteilung nach der Herstellungsart (Sintern, Pressen, Gießen) erfolgen, zum anderen nach dem Anwendungsbereich (Gebrauchskeramik, Baukeramik, Technische Keramik) (Munz und Fett 1989). Eine weitere Möglichkeit der Einteilung nach dem chemischen Aufbau erweist sich für Dentalkeramiken als besonders sinnvoll, da gleichzeitig auch eine Abschätzung der Festigkeitseigenschaften möglich ist (Tinschert und Natt 2007). Nach letzterer Einteilung unterscheidet man zwei Gruppen: die mehrphasigen Silikatkeramiken mit einem hohen Glasanteil und die einphasigen Oxidkeramiken, die nur einen geringen Glasanteil aufweisen.

Zu der ersten Gruppe der Silikatkeramiken zählen die Feldspat- und die Glaskeramik, zur zweiten Gruppe, den Oxidkeramiken, zählen die glasinfiltrierte und die polykristalline Keramik (Pospiech et al. 2004) (Siehe Abbildung 1).

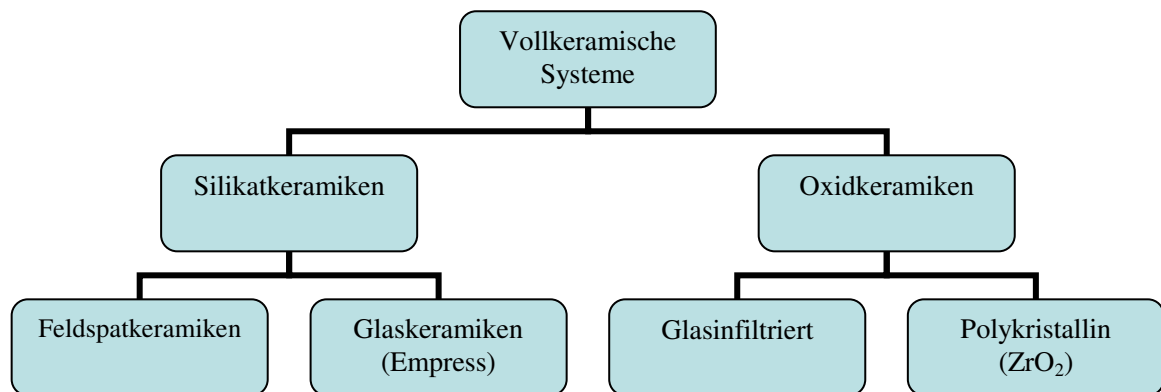


Abb.1: Einteilung der Dentalkeramiken

3.1.2.1 Silikatkeramiken

3.1.2.1.1 Feldspatkeramiken

Feldspatkeramiken werden der Gruppe der Gebrauchskeramiken zugeordnet. In diese Gruppe gehören die gebräuchlichen Verblendkronen ebenso wie die klassische Jacketkronenmasse (Pospiech et al. 2004).

Feldspatkeramiken sind also traditionelle Dentalkeramiken, die sich aber vom konventionellen Porzellan durch den verminderten Kaolin- und hohen Feldspatanteil unterscheiden. In dem Ausmaß, in dem der Kaolinanteil gesenkt und der Feldspatanteil gesteigert werden, erhält die Dentalkeramik einen glasähnlichen Charakter und unterscheidet sich dementsprechend vom Porzellan. Hauptanteile der Feldspatkeramiken sind 60-80 % Feldspat, 15-25 % Quarz und 0-5 % Kaolin (Marxkors und Meiners 1993, Gehre 2000, Strub et al. 2005). Der erhöhte Feldspatanteil (Kalifeldspat, Natronfeldspat) dient der Verbesserung der Viskosität. Weitere Zusätze dienen der Beeinflussung der Farbgebung (Metalloxide), der Schmelztemperatur (Karbonate, Phosphate) und des thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Leuzit).

Die Feldspate sind das häufigste gesteinsbildende Mineral innerhalb der Erdkruste. Chemisch entsprechen sie einem Silikat. Die meisten setzen sich aus Kalifeldspat

(KAlSi_3O_8), Albit ($\text{NaAlSi}_3\text{O}_8$) und Anorthit ($\text{CaAl}_2\text{Si}_2\text{O}_8$) zusammen und werden daher auch als Mischkristalle bezeichnet (Gehre 2000, Strub et al. 2005).

Feldspate kommen nur selten in einer typenreinen Form vor. Der Gehalt an Kalifeldspat ist weiterhin entscheidend für das Verhalten der Keramiken während des Brennvorganges, denn der Kalifeldspat bildet in der schmelzflüssigen Phase so genannte Leuzitkristalle. Diese verleihen den dentalkeramischen Schmelzen innerhalb des Schmelzintervalls ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit, wodurch das Zerfließen der modellierten Form verhindert wird. Ebenso bestimmen sie auch die mechanische Festigkeit und den Wärmeausdehnungskoeffizienten der Dentalkeramiken (Gehre 2000, Marxkors und Meiners 1993).

Quarz und Kaolin sind weitere Bestandteile von Feldspat.

Der Quarz (Kieselsäure) ist ein Siliziumdioxid (SiO_2). Die SiO_2 -Moleküle bilden ein dreidimensionales Netzwerk aus, in dem ein Siliziumatom tetraedrisch von vier Sauerstoffatomen umgeben wird (Lindemann 2000). Die Funktion des Quarzes besteht in einer Festigkeitssteigerung und Transparenzerhöhung. Der Quarz wird in den keramischen Massen als Magerungsmittel verwendet und trägt durch sein thermovolumetrisches Verhalten zu einer Verringerung der Sinterschwindung bei. Der Schmelzpunkt liegt zwischen $1400\text{ }^\circ\text{C}$ und $1600\text{ }^\circ\text{C}$ (Nakamura et al. 2000, Klink 2006). Kaolin (Tonerde), ein Aluminiumsilikat ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), welches in Dentalkeramiken nur noch in sehr geringen Konzentrationen oder gar nicht mehr vorhanden ist, verleiht Porzellanmassen Plastizität und Formbarkeit, denn es bindet die Keramikpartikel (Eichner und Kappert 1996).

Zur Herabsetzung der Brenntemperatur werden als Flussmittel Kaliumphosphat, Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid und Magnesiumoxid eingesetzt.

Als Farbzusätze erfolgt die Beimischung verschiedener Metalloxide. Seltene Erden werden in geringen Mengen zugesetzt, um Fluoreszenz zu erhalten. Zur Bruchfestigkeit werden gefügeverstärkende Kristallite, wie hochschmelzende feste Oxide des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums, Zirkoniums, Leuzit, Glimmer und Hydroxylapatit, verwendet (Eichner und Kappert 1996).

Jacketkronen können entweder auf feuerfesten Stümpfen oder auf Platinfolien angefertigt werden. Diese stützen während des Brennvorganges das angemischte

Keramikpulver, welches mit einem Pinsel und Modellierflüssigkeit vermennt und auf einem Stumpf aufgeschichtet wird. Um die Brennschwindung von 15–35 % auszugleichen, wird die Keramik im Überschuss aufgetragen. Anschließend wird die Keramik unter Vakuum gebrannt, um die Porosität möglichst gering zu halten und die Transluzenz sowie Festigkeit zu erhöhen. Die Indikation der Sinterkeramik sind Inlays, Teilkronen und Veneers (Tinschert 2007). Durch eine adhäsive Befestigung wird ein kraftschlüssiger, reproduzierbarer und dauerhafter Verbund mit der Zahnhartsubstanz erreicht, der zu einer erheblichen Erhöhung der Belastbarkeit führt (Pröbster 2001).

3.1.2.1.2 Glaskeramiken

Glaskeramische Werkstoffe sind im Gegensatz zu den Feldspatkeramiken im Ausgangszustand Gläser. Die Bezeichnung „Glas“ charakterisiert ein Stoffgemenge, das nach einem Schmelzvorgang zu einer amorphen, homogenen Phase erstarrt und dabei keine Kristallisation aufweist (Reuling und Siebert 1989). Keramiken, in denen chemisch ähnliche Kristalle ausgehend von Kristallisationskeimen aus der amorphen Glasphase wachsen können, werden Glaskeramiken genannt (Garvie et al. 1975, Reuling und Siebert 1989). Der klassische Weg zur Entwicklung einer Glaskeramik geht also von einem Ausgangsglas aus und führt über eine spezielle thermische Behandlung dieses Glases zu einem Produkt, in dem Kristalle in einer Glasmatrix eingebettet sind. Dieses mehrphasige Produkt aus Glas und Kristallen wird als Glaskeramik bezeichnet (Wissenschaftliche Dokumentation 1997). Eigenschaften glaskeramischer Werkstoffe lassen sich dabei von der Anzahl und der Art der Kristallisationskeime und des Kristallwachstums beeinflussen (Vandiver 1990). Die mineralische Masse liegt im geschmolzenen Zustand als Glas vor und entsteht erst während der Abkühlung. Eine Festigkeitssteigerung wird durch Einlagerung feinkörniger Kristalle im Rahmen eines sekundären Kristallisationsprozesses erreicht (Hahn und Löst 1992). Risse, die sich durch die Glasanteile der Keramik fortbewegen können, werden an solchen Kristallen gestoppt oder umgeleitet, wodurch das Risswachstum verlangsamt wird. Eine möglichst große Steigerung der Festigkeit lässt sich erreichen, wenn die eingelagerten Kristalle klein und in großer Menge und Dichte vorhanden sind. Sie sollten eine homogene Verteilung und einen festen Verbund mit der

Glasphase aufweisen. Des Weiteren streuen die Kristalle das einfallende Licht, wodurch sie das transparente Glas in eine transluzente Keramik verändern (Kappert und Krah 2001). Die gleichmäßige Verteilung der Kristalle erreicht man durch die Zugabe geeigneter, kristallisationskeimbildender Zusätze oder Katalysatoren (Strub et al. 2005). Neben Kristallphasen aus Leuzit (z.B. IPS Empress) können sich in Glaskeramiken auch andere kristalline Anteile, wie z.B. Fluorglimmerkristalle (z.B. Dicor) oder Lithiumdisilikatkristalle (z.B. IPS e.max Press), bilden, die im Gegensatz zu der Kristallstruktur der Feldspatkeramiken im Verlauf des Keramisierungsprozesses miteinander vernetzen (Tinschert 2007). Glaskeramiken können mittels Guss- oder Pressverfahrens verarbeitet werden. Bei der gegossenen Glaskeramik wird die Restauration analog zur Metallgusstechnik aufgewachst und der Glasrohling wird wie bei dem „Lost-Wax“-Verfahren bei einer Temperatur von 1370 °C gegossen (Eichner und Kappert 1996, Bieniek und Spiekermann 1993). Nach dem Ausarbeiten wird das Gussobjekt in eine spezielle Einbettmasse eingebettet. Zur Kristallisation bzw. zum Keramisieren wird die Muffel sechs Stunden bei 1075 °C in einem feuerfesten Material getempert (Glühphase). Nach der Kristallisation liegen nur noch ca. 45 % Glasbestandteile vor (Reuling und Siebert 1989). Die entstandenen Kristalle in der Glasmatrix steigern die Festigkeit der Keramik, indem sie eventuell entstehende Risse ablenken oder stoppen (Kappert und Krah 2001). Die Transparenz der Glaskeramik verringert sich jedoch. Die Farbgebung erfolgt durch mehrmaliges Auftragen und Brennen von Malfarben oder durch die Verblendung mit Feldspatkeramik (Strub 1983). Der bekannteste Vertreter der gießfähigen Glaskeramik ist Dicor (DeTrey Dentsply, Dreieich), welcher schon seit 1984 auf dem deutschen Markt zu finden ist. Heute ist er klinisch jedoch nicht mehr von Bedeutung, da die geringe Biegefestigkeit (ca. 150 MPa) das komplizierte Herstellungsverfahren und die vielen auf Unkenntnis beruhenden Fehler bei der Präparation, Herstellung und Zementierung die Langzeiterfahrung ungünstig beeinflussten (Kern und Pröbster 2002, Bieniek und Spiekermann 1993, Erpenstein und Kerschbaum 1995). Als weitere gießbare Keramik ist das Cerapearl-System (Kyocera Bioceram, San Diego, USA) zu nennen, dessen kristalline Phase hauptsächlich aus Hydroxylapatit besteht. Cerapearl konnte sich wegen unzureichender Mundbeständigkeit nicht auf dem Markt behaupten.

Das zweite Herstellungsverfahren ist die Presstechnik. Sie zählt zu den etablierten

Verfahren bei der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen (Kappert 2005).

Hier wird die Keramik durch Wärmeverbehandlung in einen plastisch verformbaren Zustand versetzt und in eine Hohlform gepresst. Die Restauration wird auch hier wieder als erstes aufgewachst und analog dem „Lost-Wax“-Verfahren hergestellt. Eingebettet wird die Modellation in eine phosphatgebundene Einbettmasse (Bieniek und Spiekermann 1993). Danach wird die Muffel in einem Ofen vorgewärmt. Der industriell vorgefertigte Keramikrohling wird separat vorgeheizt. Ein Aluminiumoxidkolben presst die Keramik bei einem Druck von 5 bar in die Form (Kappert 2005). Individualisiert werden kann die gepresste Keramik durch eine Oberflächenbemalung oder eine Verblendung mit Schichttechnik (Eichner und Kappert 1996, Bieniek und Spiekermann 1993, Kappert 2005). Vorteile dieser Herstellungsmethode sind die hohe Homogenität des Materials, die hohe Präzision und Transluzenz bei relativ einfacher Vorgehensweise (Kappert und Krah 2001) sowie die Verringerung von Porositäten, das Ausbleiben einer Sinterschrumpfung (Wohlwend und Schärer 1990) und die dadurch erleichterte Gestaltbarkeit von Okklusalfächen, Approximalkontakten und Randbereichen.

Die Herstellung von Presskeramiken wurde mit dem Empress®-System von Wohlwend (Wohlwend und Schärer 1990) in der Zahnheilkunde eingeführt. IPS-Empress1® (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, FL) ist eine Glaskeramik aus Siliziumoxid, Aluminiumoxid und Kaliumoxid mit Leuzit als Kristallbildner. Empress gilt als Meilenstein in der Entwicklung vieler Presskeramiken, die heute auf dem Markt sind. Aufgrund der Festigkeit, die im Bereich von 150 MPa bis 200 MPa liegt (Dong et al., 1992, Kappert und Krah 2001) und durch die optimale Verteilung der Leuzit Kristalle eignet sich Empress1® für die Herstellung von Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers im adhäsiven Befestigungsverfahren (Filser et al. 2002, Kappert und Krah 2001, Kern und Pröbster 2002). Anfänglich gute klinische Erfahrungen mit adhäsiv befestigten Kronen im Seitenzahnbereich wurden durch Misserfolgsraten von bis zu 12 % nach sechs Jahren relativiert (Studer et al. 1998).

Empress2®, eine synthetisch hergestellte Glaskeramik, welche ineinander verschachtelte Lithiumdisilikat-Kristalle enthält (Pospiech 2002), zeichnet sich durch eine ausgesprochen hohe Biegefestigkeit von mehr als 300 MPa aus. Daher erweitert sich auch das Indikationsspektrum. IPS-Empress2® kann für Kronen und für kleinspannige Brücken in der Front und bis zum zweiten Prämolare verwendet werden (Kappert und Krah 2001, Kern und Pröbster 2002).

3.1.2.2 Oxidkeramiken

Während die Silikatkeramiken hauptsächlich aus Siliziumdioxid bestehen, liegen bei den Oxidkeramiken einphasige Oxidverbindungen unedler Metalle vor. Die Hauptvertreter dieser Werkstoffgruppe sind Aluminiumoxid-, Magnesiumoxid-, Zirkoniumoxid- und MgAl_2O_4 (Spinell)- und Titandioxidkeramiken (Strub et al. 2005). Die Metalle, mit denen die Oxide gebildet werden, gehören zu den am wenigsten edlen Metallen. Das heißt, ihre Oxidationspotentiale sind sehr hoch und die Oxide sind dadurch sehr stabil. Sie besitzen keine oder nur eine geringe Menge (20 %) an Glasphase (Hahn und Löst 1992, Pospiech 2002, Strub et al. 2005). Da mit dieser Werkstoffgruppe weitaus höhere Dauerfestigkeitswerte erzielbar sind, werden sie auch Hochleistungskeramiken genannt (Rinke und Jenatschke 2001). In der Zahnheilkunde lassen sich glasinfiltrierte und reine Oxidkeramiken unterscheiden (Pospiech 2002, Strub et al. 2005).

3.1.2.2.1 Glasinfiltrierte Keramiken

Bei der Herstellung glasinfiltrierter Keramiken wird ein zunächst noch poröses, vorgesintertes Aluminiumoxid-Gerüst in einem speziellen Brand, dem so genannten Glasinfiltrationsbrand, mit einem mehrkomponentigen Spezialglas durchsetzt (Eichner und Kappert 1996). Dabei wird zunächst auf einen feuerfesten Spezialgipsstumpf ein Aluminiumoxidpulver/Flüssigkeitsgemisch in Schlickertechnik aufgebracht. Dieses Gerüst, das durch nachträglichen Flüssigkeitsentzug Festigkeit gewinnt, wird nun einem Sinterbrand bei 1120 °C unterzogen. Die Aluminiumoxidpartikel gehen über oberflächliche Diffusionsprozesse an ihren Kontaktpunkten Verbindungen ein und bleiben so relativ volumenstabil (Stephan 2002). Dies erfolgt im Gegensatz zur Presstechnik ohne Sinterschrumpfung, wodurch sich die Passgenauigkeit verbessert und deutliche Vorteile gegenüber der Sintertechnik deutlich werden (Kappert und Krah 2001). Aufgrund der kreidig weichen Konstanz ist ein Nachbearbeiten sehr gut möglich. Die endgültige Härte erhält das Gerüst durch die anschließende Glasinfiltration mit einer niedrigviskösen Suspension aus lanthanhaltigem Glaspulver und Wasser. Das Werkstück wird bei 1.100 °C über vier Stunden gebrannt (Bindl und Mörmann 2002,

Chong et al. 2002, Kurbart und Reichel 2001, Marc 2002). Die auftretenden Kapillarkräfte sorgen dafür, dass das Gerüst vollständig von der Glasschmelze infiltriert wird (Baltzer und Kaufmann-Jonian 2003).

Die Verblendung des nun hochfesten, opaken Gerüsts erfolgt mit einer Feldspatkeramik. Der Anteil an Aluminiumoxid-Kristallen bestimmt die Opazität und die Bruchfestigkeit. Je höher der Kristallanteil, desto besser die eben genannten Eigenschaften (Strub et al. 2005).

Der wohl bekannteste Vertreter aus der Materialgruppe der Infiltrationskeramiken ist das In-Ceram®-System (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen). Es werden drei verschiedene Varianten des Systems unterschieden (Pospiech 2002): glasinfiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram® Alumina), glasinfiltriertes Zirkoniumoxid (In-Ceram® Zirkonia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminiumoxid-Spinell (In-Ceram® Spinell) (Hornberger et al. 2002, Pröbster 2001, Stephan 2002, Thiel 2002).

In-Ceram® Alumina besteht fast ausschließlich aus Aluminiumoxid. Dieser Werkstoff hat sich bei der Herstellung von konventionell zementierten Front- und Seitenzahnkronen wie auch von kurzspannigen Frontzahnbrücken bewährt (Bieniek und Spiekermann 1993, Chong et al. 2002, Marc 2002, Massimiliano et al. 2002, Nakamura et al. 2000, Rinke et al. 1994). Kronen im Seitenzahnbereich konnten gute Ergebnisse liefern, während Brücken im Seitenzahnbereich deutlich höhere Frakturnraten aufwiesen (Bindl und Mörmann 2002, Sorensen et al. 1998).

Die Biegefestigkeit dieses Werkstoffes übertrifft herkömmliche Dentalkeramiken um das drei- bis vierfache (Strub et al. 2005). Die Bruchfestigkeit von Kronen war der metallkeramischer Kronen ebenbürtig (Tinschert et al. 1999).

Das In-Ceram®-Zirkonia-System besitzt noch einmal bessere mechanische Eigenschaften als das In-Ceram®-Alumina-System, daher ist hier auch der Einsatz für kleinere dreigliedrige Brücken im Seitenzahnbereich indiziert (Apholt et al. 2001, Baltzer und Kaufmann-Jonian 2003, Hornberger et al. 2002, Massimiliano et al. 2002, Rinke und Zenatschke 2001, Tinschert et al. 1999a). Die Zusammensetzung besteht aus 30-55 % Zirkoniumoxidpulver (Raigrodski 2004) und 45-70 % Aluminiumoxidpulver (Rinke und Zenatschke 2001). Die deutliche Opazität des Gerüsts aus glasinfiltriertem Zirkoniumoxid schränkt die Indikation im Frontzahngebiet aus ästhetischen Gründen ein (Hornberger et al. 2002, Strub et al. 2005).

Diesen ästhetischen Nachteil hat In-Ceram® Spinell nicht, da es viel transluzenter ist.

Durch Beimischung von Magnesiumoxid erhöht sich die Lichtdurchlässigkeit. Dafür bietet es aber eine geringere Festigkeit und damit einen auf das Frontzahngebiet beschränkten Indikationsbereich (Schmidt et al. 1998, Thiel 2002).

Die industriell hergestellten In-Ceram®-Blöcke, die für die maschinelle Herstellung von Gerüsten mittels des CAD/CAM-Systems, wie z.B. Cerec® inLab-System (Sirona, Bensheim) indiziert sind, weisen eine wesentlich höhere Qualität auf, da sie homogener und konstant fester sind (Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999, Bieniek und Marx 1994, Hornberger et al. 2002, Luthardt und Musil 1997, Massimiliano et al. 2002, Nakamura et al. 2003) als die In-Ceram® Versorgung, bei welchen die Gerüste einer großen Festigkeitsschwankung unterworfen sind (Kappert et al. 1995, Tinschert et al. 1999).

Ein weiterer Vorteil ist die deutlich verkürzte Arbeitszeit, die die Kopierschleiftechnik mit sich bringt (Raigrodski 2004).

3.1.2.2.2 Polykristalline Keramiken

Aluminiumoxid und Zirkoniumoxid sind dicht gesinterte, polykristalline, reine Oxidkeramiken, die keinen nennenswerten Glasanteil mehr besitzen. Das führt zu einer nachhaltigen Festigkeitssteigerung.

Ihr Vorteil gegenüber Glaskeramiken und Infiltrationskeramiken liegt in der wesentlich höheren Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit. Die besten Werte hierbei weist dicht gesintertes Zirkoniumoxid auf (Göbel et al. 1998, Luthardt und Rudolph 2001, Tinschert et al. 1999). Seine Festigkeit liegt bei über 1000 MPa und seine Risszähigkeit zwischen 5 und 10 MPa/m (Pospiech 2001, Suttor et al. 2001).

Tinschert et al. (Tinschert et al. 2000) zeigten, dass die Bruchlastwerte von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid zwei- bis dreifach höher waren als die dreigliedriger Brücken aus IPS-Empress2® und In-Ceram® Alumina (Kappert und Krah 2001, Rinke und Zenatschke 2001, Suttor 2001, Tinschert et al. 2000). Mit 480 MPa übertrifft Zirkoniumoxid auch in der Dauerfestigkeit die glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik bezüglich der absoluten Werte um das Dreifache (Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999).

Aufgrund ihrer Festigkeit werden vollkeramische Brücken aus Zirkonoxid denen aus Metall gleichgestellt und haben die gleichen Indikationsbereiche (Filser et al. 2002,

Kappert und Krah 2001, Luthardt et al. 2001, Pospiech 2002, Rinke und Zenatschke 2001, Sturzenegger 2000, Tinschert et al. 1999, Völkl 2001).

Die mechanisch exzellenten Eigenschaften machen die Strukturkeramik Zirkonoxid zur Hochleistungskeramik in der Zahnheilkunde.

Ihre hohe Biokompatibilität stellte das Material schon in vielen Studien unter Beweis (Luthardt et al. 1998, Luthardt und Musil 1997, Suttor 2001, Völkl 2001, Christel 1989, Christel 1992, Weber und Netuschil 1992, Covacci 1999), da es seit 1969 erfolgreich für die Herstellung künstlicher Hüftgelenksköpfe genutzt wird (Raigrodski 2004). Es wurden weder mutagene oder kanzerogene Wirkungen festgestellt noch lokale toxische Effekte auf Weichgewebe oder Knochen beobachtet (Cales 2000, Boutin 1988).

Die Struktur des reinen Zirkoniumdioxids ist abhängig vom Temperaturzustand. Man unterscheidet drei Modifikationen der Kristallform: monoklin, tetragonal und kubisch. Jede dieser drei Phasen besitzt unterschiedliche Materialeigenschaften. Bei Temperaturen bis 1170 °C liegt die monokline Gitterstruktur vor, die sich bei weiterem Anheben der Temperatur in eine tetragonale Struktur umwandelt, die bis 2370 °C bestehen bleibt. Oberhalb von 2370 °C liegt die kubische Kristallstruktur bis zum Schmelzpunkt bei 2680 °C vor (Decim 1999, Hegenbarth 2005, Nielsen 1996, Pospiech 2001b). Der Siedepunkt liegt bei 5500 °C. Jede Phasenänderung geht mit einer Volumenänderung einher. Dem Übergang von der tetragonalen zur monoklinen Struktur, der so genannten t/m- Umwandlung (tetragonal/monoklin), muss besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden, da sie mit einer Volumenvergrößerung von 3 bis 5 % bei Abkühlung auf Zimmertemperatur einhergeht (Piconi et al. 1998, Decim 1999, Filser et al. 2002, Luthardt und Musil 1996). Die höhere Symmetrie der Kristallite bei steigender Temperatur ist verantwortlich für die Veränderung der Dichte von 5,85 g/cm³ (monoklin) über 6,10 g/cm³ (tetragonal) und 6,09 g/cm³ (kubisch) (Burger 1996). Die sprunghafte Volumenzunahme in der Abkühlphase macht die Herstellung von Sinterkeramiken aus reinem Zirkoniumdioxid unmöglich. Die Volumenvergrößerung führt zu hohen Spannungen und unerwünschten Rissbildungen im Keramikgefüge. Daher ist es notwendig, Oxide zur Stabilisierung von Zirkoniumdioxid zu verwenden. Die wichtigsten Oxide sind MgO, CaO, Y₂O₃ und CeO₂ (Marder et al. 1983, Duh et al. 1988, Duh und Wan 1992, Porter und Heuer 1979, Coyle et al. 1988, Scott 1975, Brodbeck 2005). Hierdurch kommt es zum Ausbleiben der kritischen t/m-Umwandlung

in der Abkühlphase. Die tetragonale Phase bleibt bis zum vollständigen Auskühlen erhalten.

Durch die Zugabe von 3-5 mol% Y_2O_3 (Luthardt et al. 2000) wird es möglich, die tetragonale Phase bis auf Raumtemperatur zu stabilisieren (Luthardt und Musil 1997, Burger 1996, Klink 2006). Dadurch erhält man das so genannte „Y-TZP Zirkonoxid“ (Yttria Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) - teilstabilisiertes Zirkonoxid. Kommt es nun durch äußere Druckspannung in dem Material zu Mikrorissen, die als Energiezufuhr anzusehen sind, findet eine Phasentransformationsverstärkung von der tetragonalen in die monokline Phase des Zirkoniumdioxids statt. Damit einher geht eine Volumenzunahme von ca. 3 bis 5 % (Luthardt und Musil 1997, Hegenbarth 2005, Massimiliano et al. 2002, Tinschert 1999a, Luthardt und Musil 1996). Die Verhinderung der Rissausdehnung geschieht, indem die Rissenergie für die Phasenumwandlung „verbraucht“ wird und der Riss, ausgehend von der Risspitze, durch die Volumenzunahme wieder verschlossen werden kann (Marx 1993, Hannink 2000, Heuer 1986). Dadurch wird die zur Rissausbreitung notwendige Energie erhöht und die Risszähigkeit größer (Luthardt et al. 1998, Luthardt und Musil 1997). Zusätzlich sollte die Korngröße der Zirkoniumoxidkristalle zwischen 0,3 bis 0,5 μm liegen und die Körner homogen verteilt sein, um eine Rissbildung zu verhindern (Luthardt und Musil 1997, Tinschert 1999, Suresh 2003, Theunissen 1992). So kommt es im Gegensatz zu den anderen Keramiken bei der Bearbeitung von Zirkoniumoxidkeramiken selten zur Bildung von Mikrorissen (Fischer 1999).

Dieser auch als Umwandlungsverstärkung oder martensitische Transformation (Luthardt et al. 1998) bezeichnete Vorgang wird als Ursache für die hervorragenden Eigenschaften des Zirkonoxids angesehen. (Eichner und Kappert 1996, Luthardt und Musil 1997, Marx 1993, Pospiech 2001b, Pospiech 2002, Strub et al. 2005, Tinschert et al. 1999).

In der Zahnmedizin findet fast ausschließlich mit Yttriumoxid (Y_2O_3) stabilisiertes ZrO_2 Anwendung, eine Ausnahme bildet die Infiltrationskeramik In-Ceram®-Zirconia, der CeO_2 als stabilisierendes Oxid zugesetzt ist (Guazzato et al. 2002).

Weiterhin lassen sich die Zirkoniumdioxidkeramiken nach Art und Gehalt der Stabilisierungsoxide in vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid (FSZ: fully stabilized zirconia) und teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ: partially stabilized zirconia) unterteilen.

Das teilstabilisierte Zirkoniumdioxid besteht durch eine geringe Menge an Fremdoxid sowohl aus kubischer, tetragonaler als auch aus monokliner Phase. Es findet keine Anwendung in der Zahnmedizin. Vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid weist dagegen lediglich eine tetragonale Phase auf, die durch einen hohen Anteil an Fremdoxid bis auf Raumtemperatur stabilisiert wird. Dadurch wird die bereits oben erwähnte t/m-Umwandlung umgangen. Seine Festigkeits- und Zähigkeitswerte liegen jedoch unter denen der TZP-Keramik.

Aufgrund der physikalischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxidkeramik lässt es sich mit herkömmlichen dentaltechnischen Verarbeitungsmethoden nur schwierig verarbeiten. Hohe Schmelz- und Zersetzungstemperaturen lassen die Anwendung von Sinter-, Guss-, und Presstechnologien im Dentallabor nicht zu. Für die Bearbeitung von Y-TZP wurden daher verschiedene CAD/CAM-Verfahren (CAD: Computer aided design; CAM: Computer aided manufacturing) entwickelt, die eine Bearbeitung von industriell hergestellten Zirkoniumdioxidrohlingen ermöglichen (Strietzel 2001). Der zu fertigende Zahnersatz kann aus industriell gefertigten Rohlingen sowohl vor als auch nach der Sinterung der Zirkoniumdioxidkeramik mittels des CAD/CAM-Verfahrens bearbeitet werden.

3.2 Komposite

Zahnfarbene, plastische Werkstoffe, die nach Einbringen in die Kavität entweder chemisch oder unter Energiezufuhr in einer Polymerisationsreaktion aushärten und deren Zusammensetzung einen prinzipiellen Grundaufbau aus organischer Matrix, einem anorganischen Füllstoffsystem und einer Verbundphase zeigt, werden in der Zahnheilkunde als Komposite bezeichnet (Hellwig et al. 1999).

Hauptbestandteile der Komposite sind die organische Matrix (u. a. Monomere), die darin eingebetteten, silanisierten, anorganischen Füllkörper (disperse Phase) sowie die Verbundphase (Silane, Kopolymere) (Hellwig et al. 1999). Die heute gebräuchlichsten Monomere sind das Bisphenol-Aglycidylmethacrylat (bis-GMA) und das Diurethan-Dimethacrylat (DUDMA). Verantwortlich für die Festigkeit, das verbesserte Ermüdungsverhalten sowie die Verschleißbeständigkeit des Materials ist der sichere Verbund zwischen Füllkörper und Matrix (Söderholm 1993). Als Haftvermittler dient

eine Silanschicht, die eine chemische Bindung zwischen der organischen und anorganischen Phase herstellt. Initiatoren, Akzeleratoren und Inhibitoren sind zur Steuerung der Polymerisationsreaktion beigemischt.

3.2.1 Historische Entwicklung

Als 1843 Reitenbacher die Synthese der Acrylsäure gelang, war der Grundstein für die Synthese von Polymethylmethacrylat (PMMA) gelegt. Bereits 1930 wurde PMMA erstmals als Prothesenbasis verwendet (Schneider 1995, Hahn 1990). Ein Jahrzehnt später begann man sie als autopolymerisierende Füllungswerkstoffe, die bei Mundtemperatur polymerisieren, in der Zahnmedizin einzuführen (McLean 1987). Sie verdrängten immer mehr die am Ende des letzten Jahrhunderts entwickelten Silikatzemente durch ihre besseren Eigenschaften: geringere Löslichkeit, bessere Farbstabilität, leichtere Handhabbarkeit und gute Polierbarkeit. Die Hauptprobleme waren die sehr hohe Polymerisationsschrumpfung von bis zu acht Volumenprozent, thermisch bedingte Volumenschwankungen, welche die Randspaltbildung begünstigten, die starke Abrasion und die schnell entstandenen Verfärbungen (O'Brien 1997, Körber und Ludwig 1982, McLean 1987).

Bowen war es, der 1962 ein neues Material auf der Basis von bis-GMA-Kunststoffen mit silanisierten organischen Füllstoffen vorstellte. Der neuartige Kunststoff zeichnete sich durch eine deutliche Reduktion der Polymerisationsschrumpfung, der Wasseraufnahme, des Restmonomergehaltes und durch einen günstigen thermischen Expansionskoeffizienten aus (Eames et al. 1974, Roulet et al. 1987, Hellwig et al. 1999).

Neben den existierenden chemisch aushärtenden Kompositen wurden 1973 auch die mit UV-Licht aushärtenden Komposite eingeführt, die später durch die blaulichthärtenden verdrängt wurden.

Im Mittelpunkt der Weiterentwicklung der Zahnrestaurationskomposite steht heute die Modifikation der Polymermatrix und der Füllkörper mit dem Ziel, die Polymerisationsschrumpfung und –spannung, den Verschleiß und die Abrasion zu reduzieren.

Erhöht werden soll dagegen die Umsatzrate der Monomere, die mechanischen Eigenschaften und die Lebensdauer einer Füllung. Ein ganz besonderer Schwerpunkt liegt auf der Verbesserung der antibakteriellen bzw. antikariogenen Wirkung bei gleichzeitiger Optimierung der biologischen Verträglichkeit.

3.2.2 Initiatorsystem/ Zusammensetzung der Komposite

Photoinitiatoren, auch fotosensible Moleküle genannt, sind Kompositbestandteile, welche entweder durch energiereiche Strahlung oder durch einen chemischen Aktivator in Radikale zerfallen, die unter der Reaktion mit den Doppelbindungen der Monomere zur Ausbildung von Polymerketten führen (Kullmann 1990, Hellwig et al. 1999). Dieser Prozess durchläuft vier Phasen (Kamann und Gängler 1998).

In der ersten Phase werden die für den Reaktionsstart erforderlichen Radikale gebildet. Bei den Photopolymerisaten wird der Initiator entweder direkt durch elektromagnetische Strahlung in ein Radikal umgewandelt oder der aktivierte Initiator reagiert weiter mit einem Akzelerator unter Bildung eines Radikals (Kamann und Gängler 1998).

Die zweite Phase ist die Startreaktion (Initiation). Hierfür sind die freien Radikale notwendig, die durch den Zerfall des Initiators bereitgestellt werden. Das Radikal öffnet die Doppelbindung eines Monomermoleküls und bindet sich dann an dieses. In der dritten Phase läuft die Kettenreaktion (Polymerisation) ab. Das aktivierte Monomermolekül bindet sich unter Freisetzung eines Elektrons an ein weiteres Monomermolekül. Auf diese Weise entstehen zahlreiche Polymerketten. Diese Kettenreaktion setzt sich solange fort, bis alle freien Radikale gebunden sind und es zum Abbruch der Polymerisation kommt (Ulrich et al. 2004). Die finale Phase ist die Abbruchreaktion (termination), welche entweder durch das Aufeinandertreffen von zwei Radikalenden oder durch die Begegnung eines Initiatorradikals mit einem Kettenende zustande kommt.

Je größer die Umsatzrate der Monomermoleküle, desto besser sind die physikalischen wie auch die mechanischen Eigenschaften des Komposits (Hellwig et al. 1999). Die Menge an Radikalen sowie der verwendete Initiator sind maßgeblich für die Geschwindigkeit der Reaktion verantwortlich.

Da, wie eben beschrieben, Initiatoren durch chemische und/oder physikalische Reaktion freie Radikale bilden können, kann eine Unterteilung der Kunststoffe in chemisch-härtende, lighthärtende und dualhärtende Kunststoffe vorgenommen werden.

Im dentalen Bereich wird als Fotoinitiator hauptsächlich ein Keton, nämlich Champherchinon, beigelegt, welches Licht im Wellenlängenbereich von 360-520 nm absorbiert und ein Absorptionsmaximum bei 470 nm hat (Ernst et al. 1996).

Um die Vorpolymerisation zu verhindern (Hellwig et al. 1999), werden auch noch weitere Stoffe wie Inhibitoren und Stabilisatoren zugesetzt (Cahn et al. 1992). Sie reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen, welche auf diese Weise inaktiv werden. Dadurch ist eine Lagerung der Monomerpaste möglich (Janda 1988, Kullmann 1990).

Farbstoffe und Pigmente werden dem Komposit hinzugegeben, um eine möglichst breite Farbpalette herstellen zu können.

Weitere Zusätze werden unter dem Begriff Additiva zusammengefasst. Dazu gehören Hilfsstoffe wie Weichmacher, optische Aufheller und Lichtschutzmittel.

3.2.3 Füllkörper

Die Einteilung der Komposite richtet sich vorwiegend nach Art, Größe und Größenverteilung der im Komposit enthaltenen Füllkörper (Söderholm 1985, Hellwig und Haller 1998).

Allen Klassifikationen liegt dabei die klassische Einteilung nach Lutz et al. (1983) zugrunde. Sie gliedert sich in:

- konventionelle Komposite (Makrofüller),
- Hybridkomposite (Makro- und Mikrofüller),
- homogene Mikrofüllerkomposite (Mikrofüller) und
- inhomogene Mikrofüllerkomposite (Mikrofüller und Mikrofüller-Komplexe) (Janda 1988).

Die konventionellen Komposite enthalten Makrofüllstoffe aus feinstem Quarz, Glas (Br-/Sr-Glas) oder Keramik (Li-Al-Silikat). Sie sind rein anorganisch und von splitterförmiger Gestalt. Die mittlere Teilchengröße beträgt hier je nach Komposit zwischen 1,5 und 15 µm. Bei heutigen Kompositen geht die Tendenz jedoch zu einer

Korngröße von $<1\ \mu\text{m}$, um besser polierbare Oberflächen zu erhalten. Die Hybridkomposite beinhalten Makro- und Mikrofüller aus SiO_2 . Bei modernen Feinpartikelhybridkompositen liegen die mittleren Füllstoffgrößen unter $1\ \mu\text{m}$. Nochmals kleinere Füllstoffgrößen weisen die homogenen Mikrofüllerkomposite auf, mit einer Teilchengröße von $0,007$ bis $0,04\ \mu\text{m}$. Zuletzt gibt es auch noch inhomogene Mikrofüllerkomposite mit splitter- und kugelförmigen Vorpolymerisaten bzw. Mikrofülleragglomeraten (Hellwig et al. 1999).

Durch den Einsatz von Füllstoffen wird eine Reihe von Eigenschaften des Komposits verbessert. Im Mittelpunkt stehen hier die Erhöhung der Festigkeit, Herabsetzung des Ausdehnungskoeffizienten, Verbesserung der Handhabbarkeit des Materials sowie die Verringerung der Polymerisationsschrumpfung. Um Röntgenopazität zu erzielen, können die Gläser zusätzlich schwermetallhaltig sein. Darin können Strontium, Zink oder Zirkoniumdioxid, Glaspartikel und Yttrium- bzw. Ytterbium-Trifluorid-Füller enthalten sein (Hickel et al. 1998). Positiver Nebeneffekt von Ytterbium-Trifluorid-Füllstoffen ist eine langsame Abgabe von Fluoridionen, die Sekundärkaries entgegen wirken kann (Braden et al. 1997).

3.3 Lichtpolymerisationsgeräte

Für den langfristigen Behandlungserfolg ist die optimale Polymerisation von lichthärtenden Werkstoffen im Patientenmund eine wichtige Voraussetzung.

Die ersten Polymerisationslampen gab es bereits in den 70er Jahren. Diese Lampen arbeiteten mit UV-Licht. Man sah den großen Vorteil darin, dass das Anmischen von zwei Komponenten entfiel. Vor allem bei Fissurenversiegeln und ungefüllten Monomeren setzte man UV-Lampen ein (Watts et al. 1984). Durch die Verwendung des Katalysators Benzomethylester, welches ein Absorptionsmaximum bei einer Wellenlänge von $340\ \text{nm}$ hat, kam es jedoch zu großen Nebenwirkungen, z.B. Hautkrebs und Augenschädigung, die in der der UV-nahen Wellenlänge $320\text{-}400\ \text{nm}$ (Birdsell et al. 1977) begründet waren.

Heutzutage bietet die Industrie eine Vielzahl verschiedener Polymerisationsgeräte an. Neben den konventionellen Halogen-Polymerisationslampen gibt es auch Plasmabogen-

Laser- und LED-Polymerisationsgeräte. Die Aushärtung von Kompositen wird von vielen Faktoren beeinflusst, insbesondere durch die Lichtintensität, die Belichtungszeit, den Wellenlängenbereich und die verwendeten Füllstoffe (Swartz et al. 1983, Caughman et al. 1995). Auch der Abstand des Lichtaustrittsfensters zum polymerisierenden Komposit beeinflusst den Polymerisationsgrad (Ernst et al. 2000, Meyer und Ernst 2002, Bennett und Watts 2004). Eine unvollständige Polymerisation kann zur Verminderung der mechanischen und physikalischen Materialeigenschaften, zu vermehrter Wasseraufnahme sowie erhöhter Verfärbungstendenz führen. Durch Restmonomere kann auch ein Allergierisiko vorhanden sein. Auch Pulpairritationen sind möglich.

Inzwischen haben neueste Geräte Strahlungsflussdichten von über 1000 mW/cm², um eine vollständige Polymerisation auch in größeren Tiefen der Füllungen sicherzustellen.

3.3.1 Halogenlampen

Halogenlampen zur Photopolymerisation bestehen im Allgemeinen aus einer Wolfram-Halogen-Lampe mit nachgeschaltetem Filtersystem sowie einem Lichtübertragungssystem (Dental Vademekum 1989). Der Wolfram-Faden wirkt als Widerstand und wird aufgrund des Stromflusses auf ca. 3000 °C aufgeheizt. Dadurch gibt er elektromagnetische Strahlung in Form von sichtbarem weißen Licht ab. Ein Filtersystem filtert das effektive Nutzlicht heraus und verhindert die schädliche UV Bestrahlung unter 400 nm sowie die Wärmeausstrahlung ab ca. 520 nm, so dass nur der Wellenlängenbereich übrig bleibt, der dem Fotoinitiator Campherchinon entspricht (Lutz et al. 1992, Albers 1996, Ernst et al. 1996). Auffällig ist, dass weniger als 1 % der erzeugten Lichtemission in den Wellenlängenbereich des zur Polymerisation benötigten Energiespektrums fällt. Somit müssen über 99 % der Strahlung durch die Filterungen eliminiert werden (Rueggeberg 1999). Eine konstante Lichtmenge im blauen Bereich wird über 3 bis 9 Monate erreicht. Danach kann es zu Leistungsverlusten der Halogenlampen durch Ablagerung von Metaldampf an der Innenseite des Glases kommen (Albers 1996, Ernst 2002). Eine weitere Schwächung der Leistung tritt durch Kolbenschwärzung, Reflektortrübung, Defokussierung, Filtertrübung und Überhitzung auf (Friedmann 1989, Lutz et al. 1992). Da Halogenlampen folglich keine konstante

Leistung innerhalb ihrer Lebensdauer garantieren können, sollten sie regelmäßig mit geeigneten Messgeräten überprüft werden (Thormann und Lutz 1999). Ernst schreibt, dass ein konventionelles Lichtpolymerisationsgerät zur Sicherstellung von Leistungsreserven eine Strahlenflussdichte von 600-800 mW/cm² aufweisen sollte (Ernst 2002).

Der größte Nachteil der Halogenlampen ist das Problem der Hitzeentwicklung, da große Wärme durch die Erzeugung von Licht mit einem breiten Spektrum entsteht. Aus einer elektrischen Leistung von 75 Watt produziert die Wolfram-Halogen-Lampe eine ausreichende Lichtmenge im blauen Bereich. Allerdings sind nur 2 bis 8 % der Energie als Nutzlicht verfügbar, der Rest verpufft als Hitze (Lutz et al. 1992). Dies erfordert die Verwendung von Kühlventilatoren, die durch die Lüftungsschlitze im Gehäuse eine Desinfektion des Gerätes erschweren (3M Espe 2001). Als weiterer Nachteil ist die relativ kurze Lebensdauer der Leuchtkörper durch Alterung (ca. 50 bis 70 Betriebsstunden) und der geringe Wirkungsgrad der Lampen (ca. 0.7 %) zu nennen (Manhart 2003).

3.3.2 Plasmalampen

Anfang der neunziger Jahre kam die Forderung auf, die Polymerisationszeit von 40 Sekunden der bis dato verwendeten Halogenlampen zu verkürzen, was der Dentalindustrie 1998 gelang. Erstmals wurde eine Plasmakurzbogenlampe als Alternative zur Halogenlampe in Deutschland angeboten (Ernst 2002). Die Polymerisation mit Plasmalicht soll einen wichtigen Ansatz zur Reduktion der Polymerisationszeit und -schrumpfung darstellen (Duret 1998).

In einer Plasmapolymerisationslampe befinden sich zwei Elektroden, die in einer Xenongas-Atmosphäre dicht zusammen liegen. Das Licht wird von glühendem Plasma emittiert. Wird eine hohe Spannung angelegt, so entsteht zwischen den beiden Elektroden ein Lichtbogen (Manhart 2003). Ein wesentlicher Unterschied zu den Halogenlampen besteht darin, dass es keine Drahtverbindung zwischen den beiden Elektroden gibt. Somit ist auch die Gefahr des Durchbrennens der Wolfram-Fäden gebannt. Die PAC-Geräte (Plasma Arc Curing) weisen durch einen Blaufilter ein relativ eingeschränktes Emissionsspektrum (420-500 nm) auf, haben jedoch eine sehr hohe

Leistung (Peutzfeld et al. 2000). Der Wellenlängenbereich ist damit besser auf das Absorptionsspektrum des Fotoinitiators Campherchinon abgestimmt, als das bei den Halogenlampen der Fall ist (Rueggeberg 2000, Ernst 2002, Yoon et al. 2002).

Durch die enorme Hitzeentwicklung sind sehr große Kühler notwendig, welche die Handlichkeit der Geräte massiv einschränken. Kabellose Modelle sind aufgrund des hohen Stromverbrauches nicht erhältlich (Hammesfahr 2002). Plasmapolymersisationsgeräte unterscheiden sich von konventionellen Halogenlichthärtengeräten neben dem Frequenzspektrum des emittierten Lichtes auch durch die wesentlich höhere Lichtintensität bis über 2000 mW/cm². Dadurch kann sich je nach Art des Komposits die Aushärtungszeit verkürzen, wobei die dabei entstehende hohe Temperaturentwicklung (Hofmann et al. 2002) zu einer Schädigung der Pulpa führen kann. Nicht zu vergessen ist der Preis, der um ein Vielfaches höher liegt als bei Halogenlampen. Der derzeitige Entwicklungsstand der Plasmageräte reicht aber nicht aus, um die Qualität und - bei diversen Anwendungen - den notwendigen Effekt erreichen zu können. (Danesh et al. 2001, Ernst et al. 2000, Kunzelmann et al. 1999, Lang 2000). Bei 2 mm dicken Kompositproben liegt die Konversionsrate im Vergleich zum Halogenlicht um 50 % niedriger (Latta et al. 2000, Peutzfeldt et al. 2000, Rahiotis et al. 2004) und die relative Oberflächenhärte ist signifikant reduziert (Roberts et al. 2000, Ernst et al. 2001). Plasmalicht wird besonders zur Befestigung indirekter Restaurationen mittels Komposit empfohlen, da während des Durchdringens durch Komposit, Keramik oder auch durch den natürlichen Zahn viel Energie verloren geht. Hier sind hohe Lichtintensitäten von großem Vorteil (Burgess 2002).

3.3.3 Laserlampen

Laser bedeutet light amplification by stimulated emission of radiation (Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission) und beschreibt das Funktionsprinzip. Der Argon-Laser, 1997 eingeführt, wurde als Alternative zur Halogenlampe gesehen (Pradhan 2002). Seitdem wird der Argon-Ionenlaser erfolgreich zur Polymerisation von Dentalkompositen verwendet, wobei die Polymerisationszeit auf ein Viertel der Zeit von herkömmlichen Halogenlampen reduziert werden konnte (Kelsey et al. 2000). Nach

Fleming und Maillet (1999) liegen die Vorteile des Argon-Lasers in einer größeren Aushärtetiefe sowie einem höheren Aushärtegrad. Hinoura et al. (1993) führen an, dass einerseits die Lichtintensität mit zunehmendem Abstand im Gegensatz zu Halogenlampen abnimmt und andererseits die Temperatur an der Pulpa-Dentin Oberfläche weniger stark ansteigt (Cobbs et al. 2000). Weitere Vorteile sind die exakte Einstellung seiner Lichtemission in einem eng begrenzten Wellenlängenbereich auf das Absorptionsspektrum des jeweiligen Fotoinitiators (Meniga et al. 1997). Im Vergleich zur Halogenlampe hat der Argon-Laser kein breites Emissionsspektrum, sondern spezifische Emissionspeaks bei 454, 458, 466, 472, 477, 488, 497 und 514 nm (Rueggeberg 1999). Beide Lampen haben Emissionsspektren, die innerhalb der Absorptionsbande von Campherchinon liegen. Allerdings decken sich die Emissionpeaks des Lasers nicht mit dem Absorptionsmaximum von Campherchinon und verlieren dadurch an Effizienz (Hammesfahr et al. 2002). Die meisten der verkauften Laser-Lampen sind sehr groß, wartungsintensiv und teuer. Daher verfügen nur wenige Praxen und Kliniken über solche Geräte.

3.3.4 LED-Lampen

LED bedeutet „Light Emitting Diodes“, übersetzt „Licht emittierende Dioden“ (Boer 2003). Leuchtdioden basieren auf Halbleiterverbindungen, die den Strom direkt in Licht umwandeln. Halbleiter sind Festkörper mit kristallinem Aufbau, die in reinem Zustand bei niedrigen Temperaturen isolieren, hingegen bei höheren Temperaturen eine Leitfähigkeit aufweisen (Ernst 2002). Bei dieser Technologie wird aus elektronisch angeregten Atomen Licht in geringer Intensität und mit beschränktem Spektrum ausgesendet. Da die blaue LED-Lampe weder infrarote noch ultraviolette Strahlung erzeugt, kann auf Filtersysteme verzichtet werden. Dieser Vorteil der LED-Lampen gegenüber Halogenlampen basiert auf der charakteristischen Wellenlänge des Lichts der blauen LED-Lampen. Das Licht entsteht, indem der so genannte n-Leiter einen Elektronenüberschuss und der p-Leiter ein Elektronendefizit besitzt, wodurch Elektronenlöcher entstehen. Durch das Anlegen einer Spannung verbinden sich die Elektronen des n-Leiters mit den Löchern des p-Leiters. Dieses Wellenlängenspektrum

beschränkt sich auf den Bereich von 450-490 nm, welches nahe dem Absorptionsmaximum des Fotoinitiators Campherchinon liegt (Meniga et al. 1998, Kurachi et al. 2001, Stahl et al. 2000, Leonard et al. 2002, Mills et al. 2002, Moore et al. 2002, Parr et al. 2002). Um die elektrische Leitfähigkeit eines Halbleiters gezielt einzustellen, wird reines Halbleitermaterial mit Fremdatomen dotiert. Die in der Zahnheilkunde verwendeten blauen LED's verwenden den Halbleiter Galliumnitrid (Ernst 2002, Leonard et al. 2002). Durch den geringen Stromverbrauch können die LED-Lampen mit Akkumulatoren betrieben werden und sind dadurch handlicher (Ganzaue 2004). Ein weiterer großer Vorteil ist die geringe Wärmeentwicklung. Daher wird keine Kühlung benötigt. Der Verzicht auf Kühlrippen im Gehäuse erleichtert die Desinfektion und reduziert die Gefahr einer übermäßigen Erwärmung der Pulpa (Hofmann et al. 200, Palmer et al. 2002, Uhl et al. 2003).

Die LED's haben eine sehr hohe Lebenserwartung (Manhart 2003). Die Lebensdauer der Lampen liegt bei mehreren tausend Stunden. Auch die Lichtleistung nimmt nicht ab, wie es bei Halogenlampen üblich ist. Neueste LED-Geräte weisen Lichtintensitäten von mehr als 1000 mW/cm^2 auf (z.B. Bluephase, Ivoclar Vivadent). LED-Lampen haben, wie bereits erwähnt, ein sehr schmales Emissionsspektrum, was Vorteile aufweist, aber auch Nachteile, denn in einigen Kompositen werden auch andere Fotoinitiatoren verwendet. Diese Komposite lassen sich mit LED-Lampen nicht ausreichend polymerisieren (Uhl et al. 2003, Uhl et al. 2004).

4 Material und Methode

Für diese Arbeit wurden sechs verschiedene Komposite, drei unterschiedliche Keramiken, Dentinscheiben sowie fünf Polymerisationslampen verwendet.

4.1 Materialien

4.1.1 Polymerisationslampen

Für die Untersuchungen kamen zwei Halogen-, zwei LED- und eine Plasma-Polymerisationslampe zum Einsatz (Abbildung 2). Es wurden Lampen unterschiedlicher Funktionsweise und unterschiedlicher Lichtintensitäten gewählt. (Tabelle 1)



Abb. 2: 1. TriLight, 2. Astralis 10, 3. Bluephase, 4. FreeLight, 5. Crealight

Halogenlampen

Für die Halogenlampe Elipar TriLight (3M Espe) gibt der Hersteller eine Lichtintensität von 800 mW/cm^2 an. Die Lichtquelle der Elipar TriLight ist eine 75 Watt Halogenlampe. Diese Halogenlampe bietet dem Benutzer drei verschiedene Betriebsmodi. Der „Standardmodus“, welcher für die Messungen benutzt wurde, stellt über die gesamte Polymerisationszeit die maximale Leistung zur Verfügung. Des Weiteren verfügt die TriLight noch über einen „expo“- und einen „medi“ Modus. Außerdem verfügt die Elipar TriLight über einen Kalibrierungsmodus, der in die Lampe

integriert ist. Er soll dem Anwender eine Software gestützte, elektronische Möglichkeit bieten, die Lichtintensität über die gesamte Lebensdauer der Lampe konstant zu halten und eventuelle Intensitätsabschwächungen zu erkennen. Der Kalibrierungsmodus erlaubt keine exakte Messung. Er dient lediglich der Kontrolle einer konstanten Qualität während der Benutzung.

Die zweite verwendete Halogenlampe ist die Astralis 10 (Ivoclar Vivadent). Laut Herstellerangaben besitzt dieses Gerät eine Lichtintensität von max. 1200 mW/cm². Das Gerät verfügt über eine Lichtquelle bestehend aus einer 13 Volt/100 Watt Halogen-Reflektorlampe. Die Astralis 10 bietet verschiedene Betriebsmodi an. Das High Power Programm, das Adhesive Programm, das Soft Start Programm und das Standard Programm. Diese Lampe wurde bei den Messungen auch im Standardprogramm benutzt.

LED-Lampen

Als LED Polymerisationslampen wurden die Elipar FreeLight 2 (3M Espe) und die Bluephase (Ivoclar Vivadent) verwendet. Beide sind LED-Hochleistungspolymerisationsgeräte zur Erzeugung von energiereichem Blaulicht und dienen der Polymerisation von lichthärtenden Dentalwerkstoffen. Die Elipar FreeLight 2 hat laut Hersteller eine Lichtintensität von 1000 mW/cm². Die Lichtquelle des Gerätes ist eine 8 W LED. Die Wellenlänge des emittierten Lichtes liegt zwischen 430 und 480 nm. Laut Hersteller sorgt ein Mikroprozessor im Handteil für eine gleich bleibende Lichtintensität, unabhängig vom Ladezustand der Batterie. Es stehen zwei Betriebsmodi zur Wahl: der Standardmodus, der für die Messungen benutzt wurde, und der exponentielle Modus.

Die zweite verwendete LED-Lampe ist die Bluephase. Die Lichtleistungsangabe des Herstellers beträgt 1100 mW/cm² und wird mit einer acht Watt LED-Lampe erzeugt. Auch hier hat der Benutzer die Auswahl zwischen drei Programmen: High Power, Low Power und Softstart. Für diese Studie wurde durchweg das High Power Programm verwendet.

Plasmapolymerisationslampe

Als Plasmalampe wurde die Crealight Polymerisationslampe verwendet. Das Plasmalichtgerät weist einen Emissionsbereich von 410-500 nm auf. Laut Herstellerangaben hat das Gerät eine Lichtintensität von 2500 mW/cm². Ausgestattet ist sie mit einer 300 W Lampe.

Tabelle 1: Übersicht Polymerisationslampen

Art	Lampe	Hersteller, Ort, Land	Intensität laut Hersteller [mW/cm ²]	Wellenlänge [nm]
Halogen	Astralis 10 Serien Nr.: 013336	Ivoclar Vivadent, Schaan, FL	1200	400-500
	Elipar TriLight Serien Nr.: P000021	3M ESPE, Seefeld, Deutschland	800	400-515
LED	Elipar FreeLight 2 Serien Nr.: P000021	3M ESPE, Seefeld, Deutschland	1000	430-480
	Bluephase Serien Nr.: 1544954	Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL	1100	430 - 490
Plasma	Crealight Serien Nr.: E0507/ 2001	Schütz Dental, Rosbach, Deutschland	2500	410-500

4.1.2 Befestigungskomposite

Bei den verwendeten Befestigungskompositen (Abbildung 3) handelt es sich, wie in Tabelle 2 dargestellt, um vier dualhärtende (Calibra, Bifix DC, Rely X ARC, Variolink II high) und zwei lichthärtende Produkte (Grandio Flow, Tetric Flow) (Tab. 2). Für diese Studie wurden immer nur die lichthärtenden Anteile benutzt.



Abb. 3: verwendete Befestigungskomposite

Das Rely X ARC Befestigungskomposit enthält laut Herstellerangaben Acrylharze, bis GMA sowie TEGDMA. Der Zirkonium-Silikat-Füller trägt zur Röntgenopazität und Verschleißfestigkeit bei. Der Füllstoff im gemischten Kleber hat einen Anteil von 67,5 Gew. %. Die durchschnittliche Partikelgröße beträgt 1,5 µm. Der Katalysator enthält Amine und ein Photoinitiatorsystem, welches die Polymerisation bei Licht der Wellenlänge 400-500 nm ermöglicht. Die Amine reagieren mit dem Benzoyl-Peroxid der Basispaste und initiieren die Selbsthärtung.

Die Bestandteile des Befestigungskunststoffes Variolink II high sind bis-GMA, Urethandimethacrylat und Triethylenglycoldimethacrylat. Die anorganischen Füllstoffe

bestehen aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas und sphäroidalem Mischoxid. Zusätzlich enthalten sind Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente. Die Partikelgrösse liegt zwischen 0,04-3,0 µm. Die Basispaste enthält 26,3 Gew. % Monomer, 73,4 Gew. % Füllstoff sowie 46,7 Vol. % Füllstoff.

Bifix DC ist ein röntgenopakes, licht- und chemisch härtendes Befestigungssystem auf Kompositbasis zur dauerhaften adhäsiven Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Klebebrücken, Veneers und Stiften. Es besteht aus verschiedenen Dimethacrylaten, Silikatfüllstoffen, Initiatoren, Pigmenten und Zusatzstoffen.

Calibra setzt sich laut Herstellerangaben aus folgenden Stoffen zusammen: bis-GMA sowie TEGDMA, Ethoxyliertes Bisphenol A Dimethacrylat, TGDMA, Butylhydroxytoluol, Kampferchinon, 2-Hydroxy-4-methoxybenzophenon, Ethyl-4-dimethyl-aminobenzoat, Dihydroxyethyl-p-toluidin, Bariumaluminiumfluoroborosilikat, Hochdisperses Siliciumdioxid, hydrophob, Eisenoxidpigmente, Titandioxid, Benzoylperoxid.

Tetric Flow ist ein Feinsthybridkomposit für die Füllungstherapie sowie für die Zementierung von Komposit-/Keramikrestorationen. Die Bestandteile der Monomermatrix laut Hersteller sind Bis GMA, Urethandimethacrylat und Triethylenglycoldimethacrylat. Die anorganischen Füllstoffe bestehen aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliciumdioxid und sphäroidalem Mischoxid. Des Weiteren sind noch Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmente enthalten. Die Partikelgrösse liegt zwischen 0,04 und 3,0 µm. Die mittlere Partikelgrösse beträgt 0,7 µm. Tetric Flow härtet bei einer Wellenlänge von 400–500 nm aus.

Grandio Flow ist ein Nano-Hybrid Komposit mit einem sehr hohen Füllstoffgehalt von 80,2 Gew.% bzw. 65,7 Vol.%.

Tabelle 2: Übersicht Befestigungskomposite

Komposit	Hersteller, Ort, Land	Farbe	Härtetyp
Calibra	Dentsply, Konstanz, Deutschland	A1/A3	dualhärtend
Bifix DC	Voco, Cuxhafen, Deutschland	A1/A3	dualhärtend
Rely X Arc	3M - ESPE, Seefeld, Deutschland	A1/A3	dualhärtend
Vario Link II high	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	A1/A3	dualhärtend
Grandio Flow	Voco, Cuxhafen, Deutschland	A1/A3	lichthärtend
Tetric Flow	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	A1/A3	lichthärtend

4.1.3 Keramiken

Die erste der drei in dieser Studie verwendeten Keramiken ist die ProCad-Keramik, eine Glaskeramik mit kristallinem Anteil aus Leuzit. Der Durchmesser der Leuzitkristalle beträgt im Durchmesser 1-5 μm . Im Laufe der Studie wurde die ProCad-Keramik von Ivoclar Vivadent durch IPS Empress Cad ersetzt, welches sich laut Hersteller durch den optimierten Herstellungsprozess auszeichnet. Die Zusammensetzung ist identisch. ProCad-Keramik ist ein Glaskeramikblock und wird mittels CAD/CAM Technologie bearbeitet. Sie setzt sich laut Hersteller aus 59-63 % SiO_2 , 16–21 % Al_2O_3 , 10-14 % K_2O , 3,5-6,5 % Na_2O , B_2O_3 , BaO_3 , CaO , CeO_2 , Na_2O und TiO_2 zusammen. Zusätzlich sind andere Oxide und Pigmente enthalten (Angaben in Gew.-%). Laut Hersteller beträgt die Biegefestigkeit der ProCad-Keramik 140 N/mm^2 (unglasiert) und 180-200 N/mm^2 (glasiert). Der Ausdehnungskoeffizient (25-500 $^\circ\text{C}$) erreicht 17.00 $\mu\text{m/mK}$. Die Transformationstemperatur liegt bei 625 $^\circ\text{C}$.

Die zweite Keramik ist die Empress II Presskeramik, eine Lithiumdisilikat Glaskeramik für das Heißpressverfahren. Die Bestandteile laut Hersteller sind: 60-63 % SiO_2 , 16–19,5 % Al_2O_3 , 11-14 % K_2O , 4-6,5 % Na_2O , CaO , Ba_2O , CrO_2 , TiO_2 , F, BaO , CeO_2 , La_2O_3 und Pigmente (Angaben in Gew.-%). Die Biegefestigkeit beträgt 110 N/mm^2 .

Bei der dritten in der Studie verwendeten Keramik handelt es sich um die Gerüstkeramik LAVA™Frame. Sie besteht aus einem mit 3 mol % Yttriumoxid teilstabilisierten tetragonalen polykristallinen Zirkoniumdioxid mit einer mittleren Korngröße von 0,5 µm.

Diese Keramik wurde in vorliegender Studie zum Teil zusätzlich mit Feldspatkeramik verblendet.

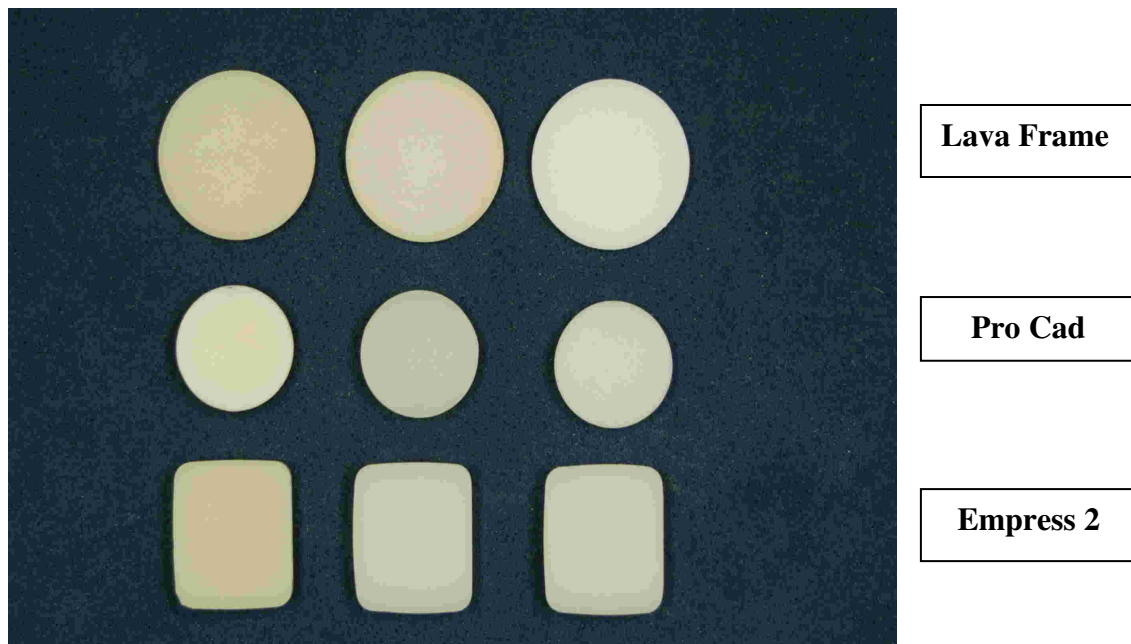


Abb. 4: verwendete Dentalkeramiken

Tabelle 3: Übersicht Keramiken

Keramik	Firma, Ort, Land	Art	Farbe	Dicke (mm)
ProCad	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Glaskeramik	A1; A3	2,0; 4,0
Empress II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Glaskeramik	A1; A3,5	2,0; 4,0
Lava Frame	3M Espe, Seefeld, Deutschland	Zirkoniumdioxid	ungefärbt; FS3	0,5; 1,0

4.2 Methode

4.2.1 Versuchsaufbau

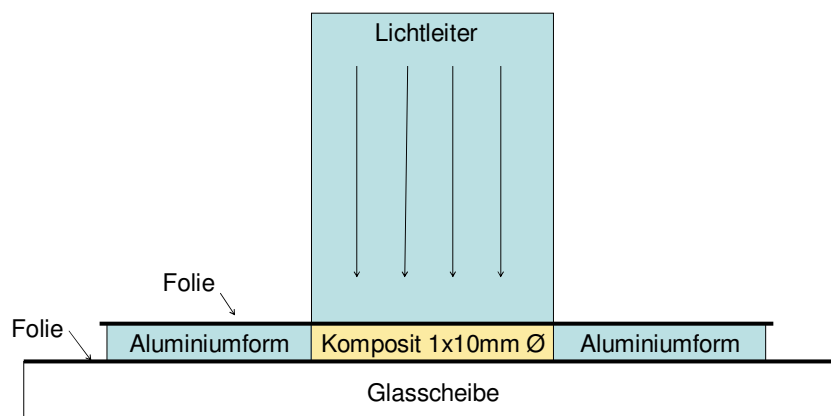


Abb. 5a: Bestimmung der Eigenfestigkeit

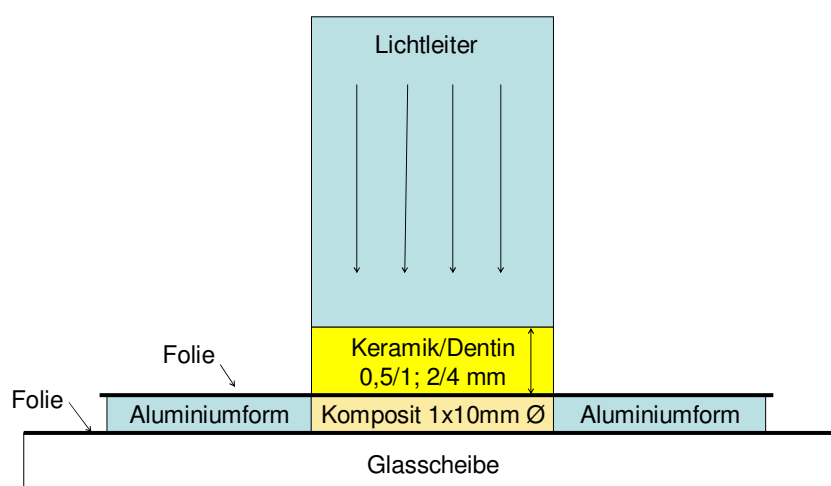


Abb. 5b: Bestimmung der Vickers-Härte nach Durchstrahlung von Keramik oder Dentin

4.2.2 Herstellung der Prüfkörper

Als Formhilfe für die Herstellung der scheibenförmigen Befestigungskomposit-Probekörper diente eine individuell hergestellte Aluminiumform (Abb. 6a) von einem Millimeter Dicke mit einer Innenbohrung von zehn Millimetern. Zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht, zur Erzielung einer glatten Oberfläche und zur Vermeidung eines Verbundes zwischen Komposit und Keramikprüfkörper wurde das Kompositmaterial auf der Ober- und Unterseite nach Herstellung gemäß den jeweiligen Produktangaben und durch Einbringen mit einem Anrührspatel (Abb. 6a) mit einem Cellophanstreifen (Abb. 6a) abgedeckt. Der so hergestellte Prüfkörper wurde dann mit einem Lichtpolymerisationsgerät ausgehärtet, wobei das Lichtaustrittsfenster direkten Kontakt zur Folie hatte. Zur Simulation einer Keramikrestauration wurden Keramik- oder Dentinscheiben unterschiedlicher Dicke aufgelegt und durch diese ebenfalls polymerisiert. Die Zeitspanne vom Polymerisationsende bis zum Beginn der Härtemessung an der Ober- und Unterseite betrug bei allen Probekörpern etwa fünf Minuten. Die Messung der Vickers-Härte erfolgte mit dem Härtemessgerät Zwick 3212 (Abb. 7). Die Probenherstellung erfolgte in einem abgedunkelten Laborraum. Bis zu den erneuten Härtemessungen der Kompositproben nach 24 Stunden und nach 30 Tagen wurden diese zur Ermittlung der Nachhärtung trocken und dunkel gelagert. Alle sechs Komposite wurden durch alle drei Keramiken in zwei verschiedenen Dicken, zwei verschiedenen Farben und mit drei verschiedenen Lichtpolymerisationsgeräten polymerisiert. Zusätzlich wurden alle sechs Komposite einer Farbe durch alle drei Keramiken einer Dicke mit den Lichtpolymerisationsgeräten Astralis 10 und Bluephase polymerisiert. Aus jeweils drei Messungen wurde der Mittelwert ermittelt.

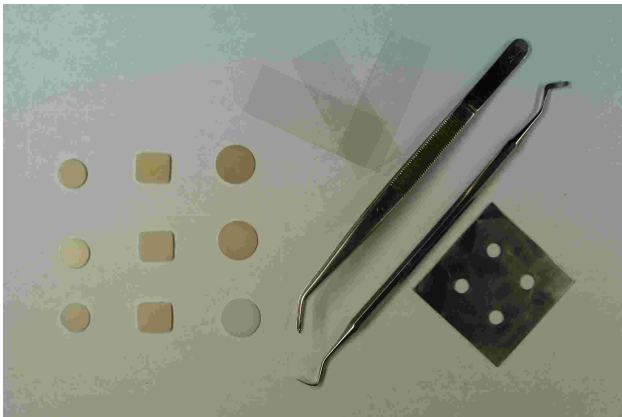


Abb. 6a: Anrührspatel, Cellophanstreifen
Keramiken, Pinzette, Aluform



Abb. 6b: Härtemessgerät Zwick 3212

4.2.3 Härteprüfung nach Vickers

Um die Polymerisation von Befestigungskompositen unter verschiedenen Keramiken untersuchen zu können, kann die Vickers-Härtemessung als indirektes Maß der Polymerisation herangezogen werden. Smith und Sandland entwickelten im Jahr 1925 die nach der britischen Flugzeugbaufirma Vickers benannte Härteprüfung. Sie dient der Prüfung harter und gleichmäßig aufgebauter Werkstoffe, kann aber auch zur Härteprüfung an dünnwandigen oder oberflächengehärteten Werkstücken und Randzonen eingesetzt werden. Die Vickers-Härtemessung ist in der Norm nach DIN EN ISO 6507 geregelt. Dabei handelt es sich um eine statische Härteprüfung, bei der eine vierseitige Diamantpyramide mit einem Flächenöffnungswinkel von 136° in den zu prüfenden Werkstoff eindringt, eine vorgegebene Zeit (20 s) unter konstanter Belastung (500 g) im Werkstoff verbleibt und nach dem Entfernen einen Eindruck hinterlässt. Aus der mittels eines Messmikroskops festgestellten Länge der Diagonalen des bleibenden Eindrucks wird die Eindruckoberfläche errechnet. Die Vickers-Härte HV ergibt sich aus folgender Gleichung:

$$HV = 0,1891 \times F/d^2$$

d = Diagonalenlänge

F = Kraft

4.2.4 Messung der Lichtintensität

Die Lichtintensität der Polymerisationslampen wurde mit einer Ulbrichtkugel (Modell Opometer P 9710) und einem Radiometer (LED Radiometer Demetron, Kerr GmbH, Deutschland) gemessen, um sie mit den Herstellerangaben vergleichen zu können.

Bei der Ulbrichtkugel handelt es sich um eine innen diffus reflektierende, beschichtete Hohlkugel, in deren Oberfläche sich im rechten Winkel zu einer Lichteintrittsöffnung eine Austrittsöffnung befindet.

Radiometer-Geräte dokumentieren die Leistung eines Lichtpolymerisationsgerätes im Vergleich zum Messwert des Neugerätes.

4.2.5 Statistik

Aus den erfassten Messwerten wurden jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung einer Untersuchungsreihe ermittelt. Beides sind die zwei wichtigsten Maßzahlen zur statistischen Beschreibung der Eigenschaften einer Beobachtungsreihe.

Mittelwerte sind mathematisch definierte Kenngrößen, die sich aus einer Reihe von Beobachtungswerten, etwa Messwerten einer Stichprobe, berechnen lassen.

Der Standardmittelwert, auch das arithmetische Mittel genannt, ist der am häufigsten genutzte Mittelwert.

Liegen in einem Merkmal N Beobachtungen vor, errechnet sich das arithmetische Mittel der Stichprobe als

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

Die Standardabweichung, auch mittlerer Fehler genannt, ist ein Maß für die Streuung der Werte einer Zufallsvariablen um ihren Mittelwert. Sie ist für eine Zufallsvariable X die positive Quadratwurzel aus deren Varianz und wird mit σ_X bezeichnet.

Es gilt:

$$s_X := \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

In der Statistik heißen Zusammenhänge signifikant, wenn die Wahrscheinlichkeit gering ist, dass sie durch Zufall zustande gekommen sind.

Die Überprüfung statistischer Signifikanz erfolgt unter Anwendung von dem Datenmaterial angepassten Signifikanztests, die eine Abschätzung der Irrtumswahrscheinlichkeit erlauben. Die Schranke der maximal geschätzten Irrtumswahrscheinlichkeit wird a priori festgelegt und üblicherweise mit p bezeichnet. Je kleiner p , desto höher die Informationsqualität.

Der in dieser Arbeit genutzte t-Test dient dem Vergleich zweier Mittelwerte aus normal verteilten Grundgesamtheiten (Gauß'sche Glockenkurven), wobei deren Streuungen nicht bekannt sind und der Einfachheit halber als gleich angenommen werden. Er gibt an, mit wie viel Prozent Unsicherheit ein signifikanter Unterschied besteht. Die errechneten Werte sind immer Prozentangaben. Für die statistische Auswertung der Messergebnisse wurde die Signifikanzschranke p mit 0,01 festgelegt. Das bedeutet, dass mit einer 1 %-igen Unsicherheit ein signifikanter Unterschied zwischen den Einzelwerten zweier Messreihen besteht.

5 Ergebnisse

5.1 Leistungsmessung der Polymerisationslampen

Um die tatsächliche Leistung der verwendeten Polymerisationslampen zu ermitteln, wurde mit Hilfe der Ulbrichtkugel (Modell Opometer P 9710) und mit einem Radiometer (LED-Radiometer Demetron, Kerr GmbH, Deutschland) die Leistung der Polymerisationslampen ermittelt und mit den Herstellerangaben verglichen. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 4 (alle Angaben in mW/cm²).

Tabelle 4: Übersicht der Lichtintensität von Polymerisationslampen

Polymerisationslampe	Herstellerangabe	Ulbrichtkugel	Radiometer
Trilight	800	529	nicht messbar
Astralis 10	1200	1180	1000
Freelight 2	1000	783	750
Bluephase	1100	1100	1150
Crealight	2500	2104	1700

Nur eine Ulbrichtkugel ermöglicht eine verifizierbare Vergleichsmessung der Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten. Diese Geräte sind aber sehr kostenintensiv und stellen aufwendige Messgeräte dar. Da mit der Ulbrichtkugel die Lichtemissionsleistung nur als absoluter Wert in mW gemessen werden kann, ist zur Ermittlung der Strahlenflussdichte in mW/cm² der Durchmesser des Lichtleiters in die Berechnung mit einzubeziehen.

TriLight: Die mit einer Ulbrichtkugel, Modell Opometer P 9710 „Gigahertz Optik“, gemessene Lichtintensität betrug 529 mW/cm². Die angezeigte Lichtintensität im Kalibrierungsmodus der Elipar TriLight Lampe hingegen war 750 mW/cm².

Astralis10: Die Messungen mit der Ulbrichtkugel (1180 mW/cm²) bzw. dem Radiometer (1000 mW/cm²) zeigten nur geringe Abweichungen und bestätigten damit fast die Herstellerangabe.

FreeLight 2: Die mit der Ulbrichtkugel gemessene Lichtintensität lag bei nur 783 mW/cm². Die Messung mit dem Radiometer ergaben ebenfalls nur 750 mW/cm². Beide Ergebnisse haben eine relativ große Abweichung von der Herstellerangabe.

Bluephase: Die Lichtleistungsangabe des Herstellers von 1100 mW/cm² wurde bei der Überprüfung mit der Ulbrichtkugel (1100 mW/cm²) und dem Radiometer (1150 mW/cm²) bestätigt.

Crealight: Die mit der Ulbrichtkugel gemessene Lichtintensität lag bei 2104 mW/cm², während die Messung mit dem Radiometer nur 1700 mW/cm² ergab.

Die mit der Ulbrichtkugel gemessene Lichtintensität der Polymerisationslampen lag, bis auf die der Bluephase, immer unter den Herstellerangaben. Nur bei der Bluephase stimmten beide Werte überein.

Die mit dem Radiometer gemessene Leistung der Lichtgeräte lag meist nur geringfügig unter der mit der Ulbrichtkugel gemessenen Leistung. Lediglich bei der Crealight war ein größerer Unterschied zur Ulbrichtkugel messbar.

Für die Polymerisationslampe TriLight konnte keine Radiometermessung durchgeführt werden, da der Durchmesser des Lichtleiters für das Radiometer zu groß war.

5.2. Vickers-Härte zur Bestimmung der Eigenfestigkeit der Befestigungskomposite

Um einen Referenzwert für die Messungen zu haben, wurde jeweils der lichthärtende Anteil aller Befestigungskomposite mit den fünf Polymerisationslampen ausgehärtet und die Vickers-Härte an der Vorder- und Rückseite des Komposits ermittelt. Diese Werte, die 5 Minuten nach Polymerisation, nach 24 Stunden und nach 30 Tagen ermittelt wurden, dienten als Ausgangswerte für die maximale Durchhärtung und wurden als Eigenfestigkeit des Komposits definiert.

Der Vergleich mit den unterschiedlichen Lampen zeigte in Abhängigkeit vom Befestigungskomposit Unterschiede in der Härte. So erzielte die Bluephase (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) im Durchschnitt die höchsten Härtewerte, dicht gefolgt von

Astralis 10 (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL). Mit etwas Abstand lagen die Vickers-Härten mit Elipar TriLight (3M ESPE, Seefeld, D) und Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, Seefeld, D) auf gleichem Niveau. Die geringsten Härtewerte wurden mit Crealight (Schütz – Dental, Rosbach, Deutschland) erreicht.

Aus den Abbildungen 1 bis 6 ist ersichtlich, dass bei allen Kompositen nach 24 Stunden eine deutliche Erhöhung der Vickers-Härte messbar war, welche nach weiteren 29 Tagen nochmals erheblich anstieg. Im Vergleich zu den Messungen nach 5 Minuten kam es teilweise zu einer Verdopplung der Härtewerte.

Der Vergleich der Vickers-Härten nach 30 Tagen zeigte nur für Tetric Flow mit jeder Polymerisationslampe gleich große Härten. Bei Calibra, Bifix DC und Vario Link II waren die Unterschiede zwischen den Polymerisationslampen in der Vickers-Härte größer.

Außerdem zeigte sich, dass die Vickers-Härte an der dem Licht abgewandten Seite (Rückseite) immer niedriger ausfiel als an der dem Licht zugewandten Seite (Vorderseite), wie auch in den Abbildungen 7 bis 12 deutlich zu erkennen ist. Die Unterschiede betrugen bis zu 10 %.

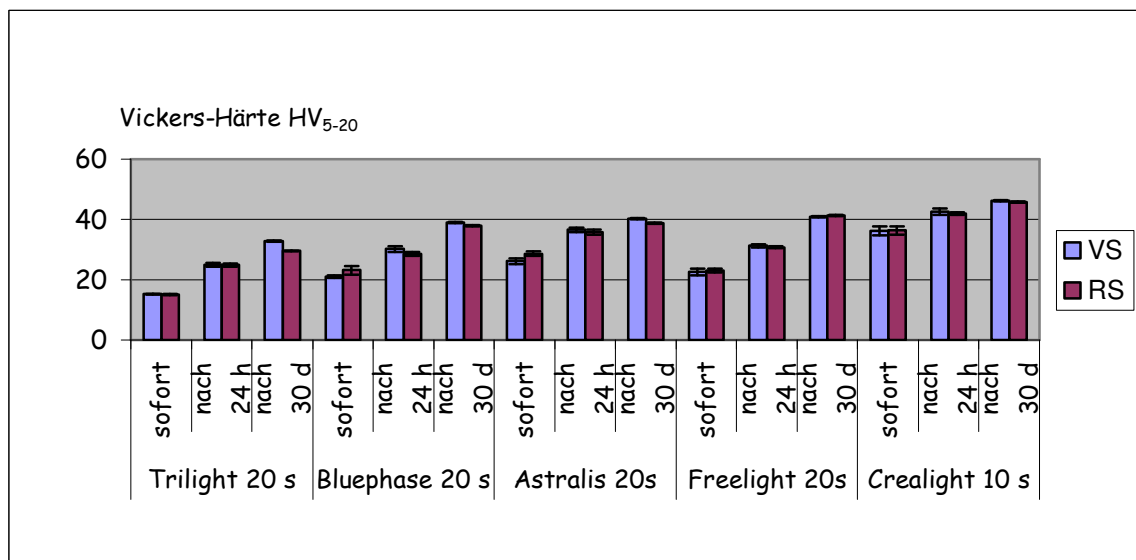


Abb. 7: Eigenfestigkeit Calibra

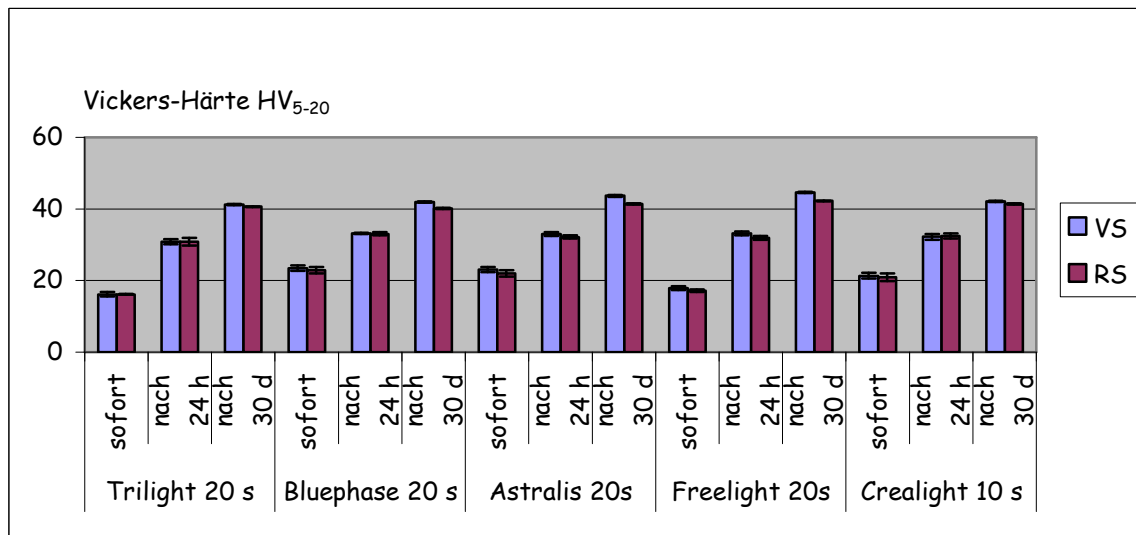


Abb. 8: Eigenfestigkeit Tetric Flow

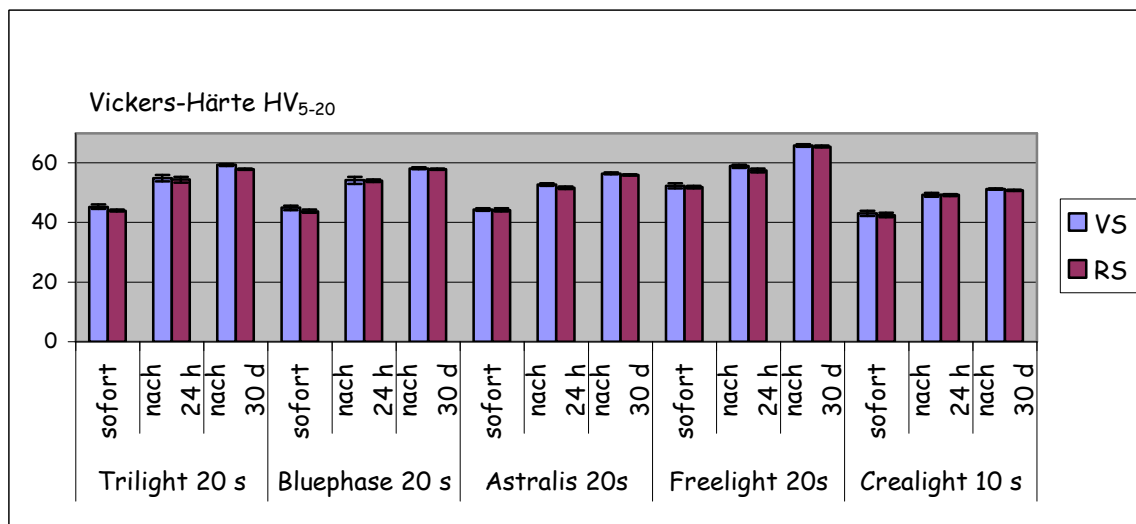


Abb. 9: Eigenfestigkeit Grandio Flow

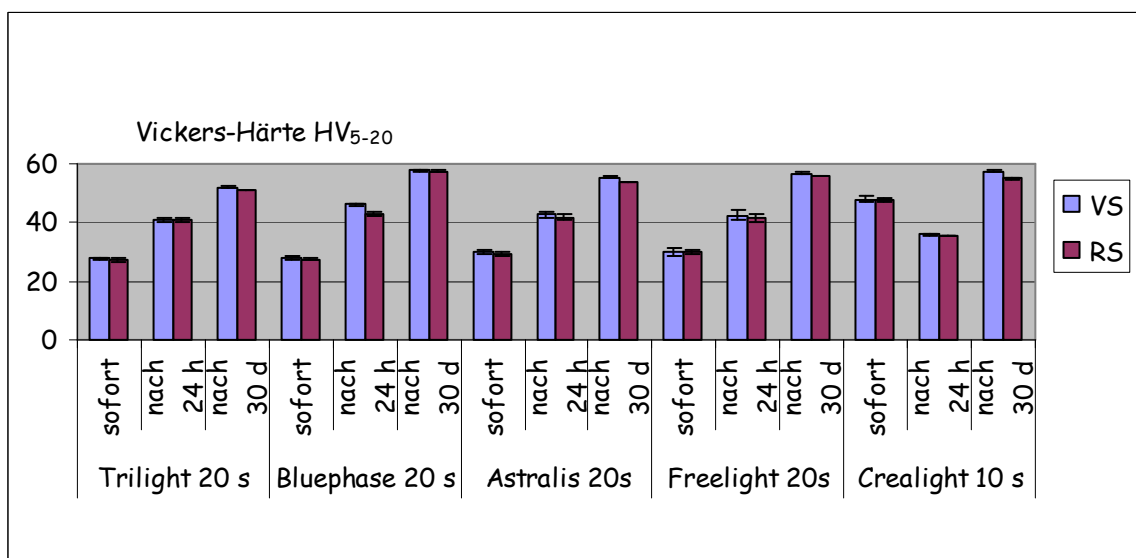


Abb. 10: Eigenfestigkeit Vario Link II

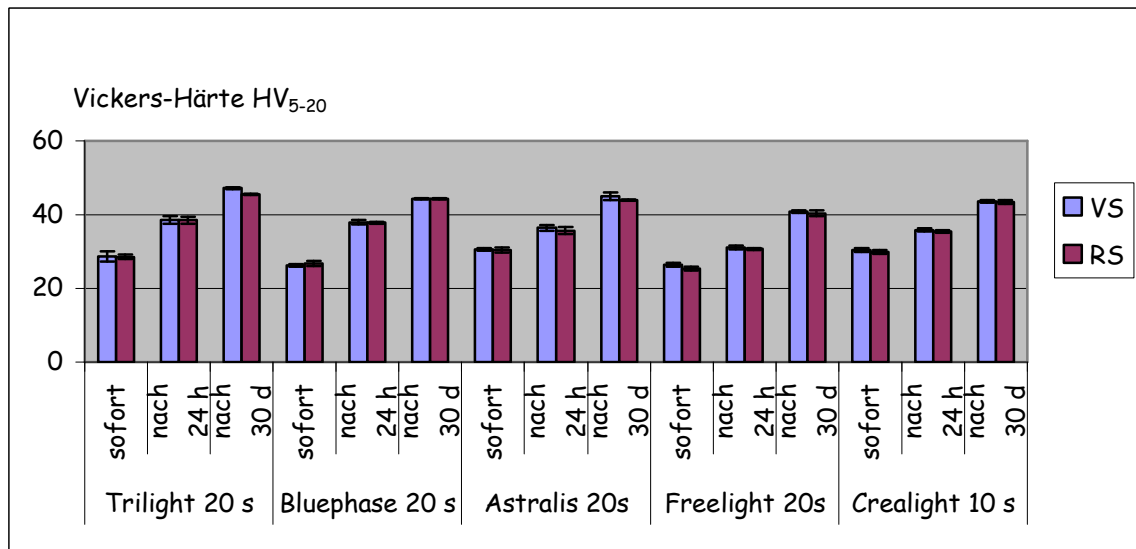


Abb. 11: Eigenfestigkeit RelyX Arc

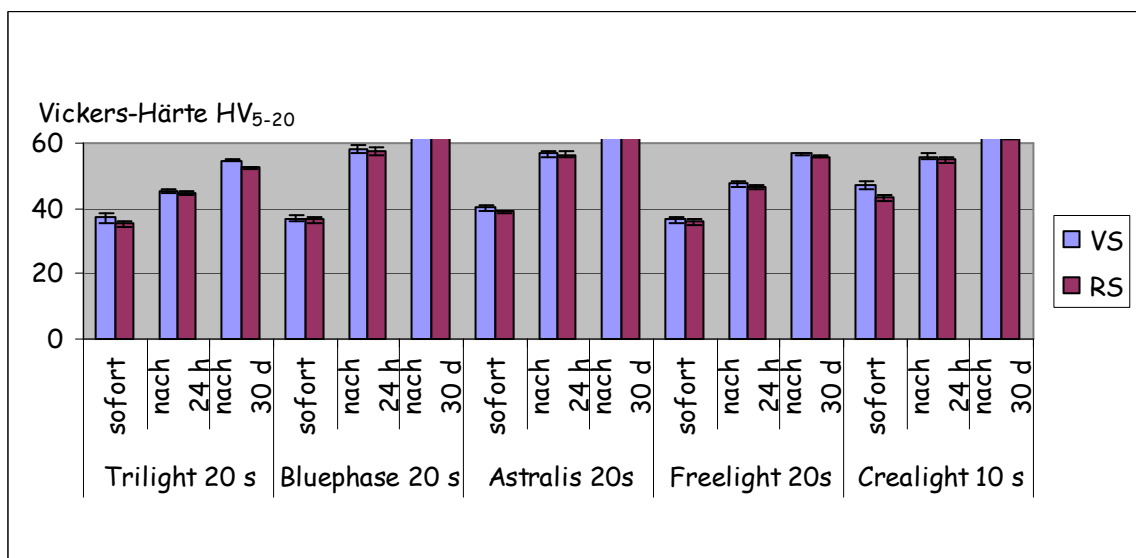


Abb. 12: Eigenfestigkeit Bifix DC

5.3. Vickers-Härte nach Polymerisation durch unterschiedliche Keramiken bzw. Dentin

5.3.1 Vickers-Härte der verschiedenen Befestigungskomposite nach Polymerisation mit einer Polymerisationslampe durch eine Keramik

In Abbildung 13 und 14 wurden die Eigenfestigkeiten den 5-Minuten- und 30-Tage-Messwerten nach Polymerisation durch Empress 2 und ProCad der sechs verschiedenen Befestigungskomposite gegenübergestellt. Abbildung 13 zeigt die Polymerisation der

Befestigungskomposite Calibra, Bifix DC, RelyX Arc, Vario Link II, Grandio Flow, Tetric Flow mit der Polymerisationslampe FreeLight 2 durch eine 2 mm dicke Empresskeramik der Farbe A1. Alle Befestigungskomposite zeigten nach den 5-Minuten-Messungen durch die Keramik eine um 50 %-80 %-ig geringere Vickers-Härte gegenüber der Eigenfestigkeit. Allerdings war zu beobachten, dass sich die Vickers-Härte bei den 30-Tage-Messungen deutlich steigerte. So erreichte zum Beispiel RelyX Arc 94 % der Eigenfestigkeit. Dies entspricht mehr als der doppelten Vickers-Härte der Sofortmessung. Die Vickers-Härte der Befestigungskomposite Calibra und Bifix DC lagen auch nach 30 Tagen nur bei 50 bzw. 39 % der Eigenfestigkeit. RelyX Arc erbrachte in diesem Vergleich die besten Ergebnisse, dicht gefolgt von Vario Link II, Grandio flow und Tetric flow. Absolut gesehen erzielte das lighthärtende Grandio flow die höchsten Härtewerte.

Abbildung 14 zeigt die Ergebnisse mit der Polymerisationslampe TriLight durch die Keramik ProCad. Die Resultate waren ähnlich denen in Abbildung 13. So war ebenfalls eine große Steigung der Vickers-Härte zwischen 5 Minuten und 30 Tagen zu verzeichnen. Der Unterschied in der Vickers-Härte nach 30 Tagen zwischen den einzelnen Kompositen betrug bis zu 470 %.

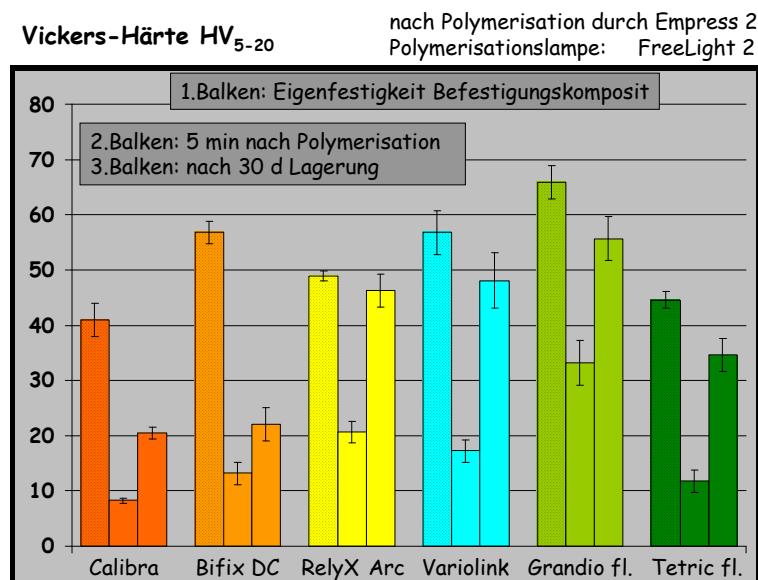


Abb. 13: Vickers-Härte von sechs unterschiedlichen Befestigungskompositen nach Polymerisation durch die Keramik Empress 2 (Farbe: A1, Dicke: 2 mm) an der Vorderseite nach unterschiedlichen Lagerungszeiten im Vergleich zur Eigenfestigkeit, Polymerisationslampe: FreeLight 2

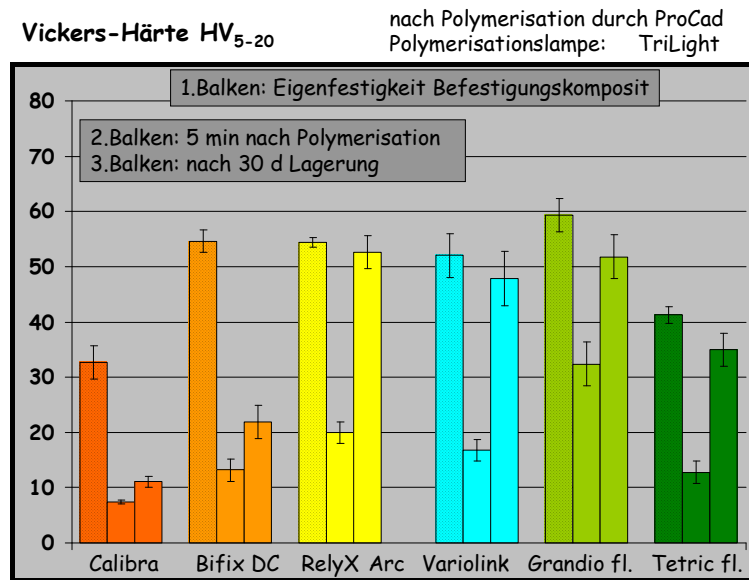


Abb. 14: Vickers-Härte von sechs unterschiedlichen Befestigungskompositen nach Polymerisation durch die Keramik ProCad (Farbe: A1, Dicke: 2 mm) an der Vorderseite nach unterschiedlichen Lagerungszeiten im Vergleich zur Eigenfestigkeit, Polymerisationslampe: TriLight

5.3.2. Vickers-Härte der Befestigungskomposite nach Polymerisation mit unterschiedlichen Polymerisationslampen durch eine Keramik

In den Abbildungen 15 und 16 wurden die Eigenfestigkeiten, den 5-Minuten- und 30-Tage Messwerten nach identischer Polymerisationszeit mit fünf verschiedenen Polymerisationslampen durch Empress 2 und ProCad mit Vario Link 2 gegenübergestellt. Abb. 15 zeigt die Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits Vario Link II mit verschiedenen Polymerisationslampen durch eine 2 mm dicke ProCad Keramik der Farbe A3 im Vergleich zur Eigenfestigkeit. Abb. 16 zeigt die Vickers-Härte von Vario Link II durch die 2 mm dicke Empress 2 Keramik der Farbe A 3,5. Bei allen Polymerisationslampen ergab sich wieder eine große Differenz der Vickers-Härte zwischen der Eigenfestigkeit und der 5-Minuten-Messung durch die Keramiken (ca. 70 % Vickers-Härteabfall). Genauso groß erwies sich auch der Anstieg der Vickers-Härte nach 30 Tagen, welcher bis zu 300 % betrug (Abb. 15: TriLight von 16 auf 48 HV). Unter diesen Bedingungen wurden bei gleicher Lagerungszeit mit allen Polymerisationslampen gleiche Härtewerte erzielt.

Obwohl die Eigenfestigkeiten von Empress 2 (Abb. 16) mit den verschiedenen Polymerisationslampen teilweise deutlich über denen von ProCad lagen, fielen die Messwerte 30 Tage nach Polymerisation durch Empress 2 im Durchschnitt 20 % niedriger aus als durch ProCad. Die prozentuale Zunahme der Vickers-Härte von 5 Minuten nach Polymerisation bis nach 30 Tagen war hier sogar noch höher als bei ProCad (Abb. 16: Crealight von 11 auf 39 HV). Auffällig war, dass sich die Messwerte zwischen den einzelnen Lampen alle auf ähnlichem Niveau befanden und nur geringe Unterschiede feststellbar waren.

In Abbildung 17 wird anhand der drei verschiedenen Polymerisationslampen Trilight, FreeLight 2 und Crealight der Einfluss der Keramikfarbe durch Empress 2 auf die Vickers-Härte des Befestigungskomposits Grandio Flow gezeigt. Die Keramik hatte eine Schichtstärke von 2 mm und wurde in den Farben A1 und A3,5 verwendet. Der erste Balken zeigt die Vickers-Härte durch die Keramikfarbe A1; dieser Wert wurde 100 % gleichgesetzt. Der zweite Balken zeigt die prozentuale Vickers-Härte von Grandio flow durch die Keramikfarbe A3,5. Während mit TriLight und FreeLight ein Abfall der Härte des Komposits von 25 % bzw. 19 % stattfand, sank diese mit Crealight um 49 %. Das bedeutet einen doppelt so starken Abfall der Vickers-Härte.

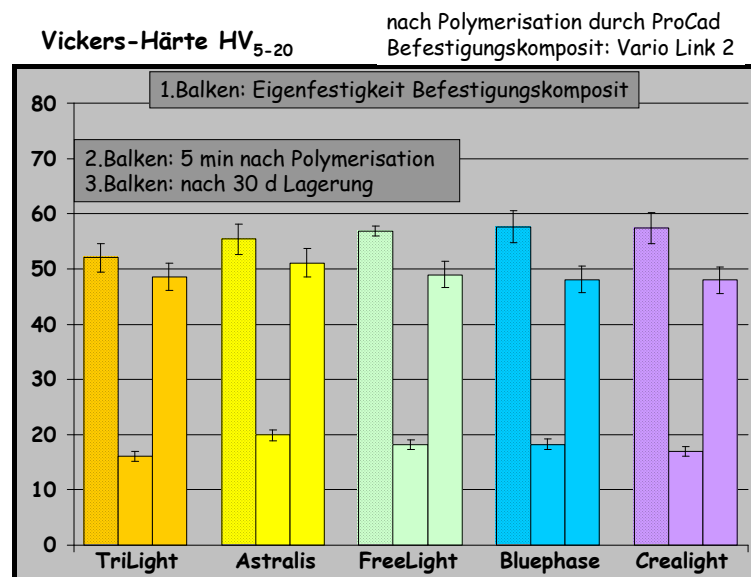


Abb. 15: Vickers-Härte von VarioLink 2 nach Polymerisation mit fünf verschiedenen Polymerisationslampen durch die Keramik ProCad (Farbe: A3, Dicke: 2 mm) an der Vorderseite nach unterschiedlichen Lagerungszeiten im Vergleich zur Eigenfestigkeit

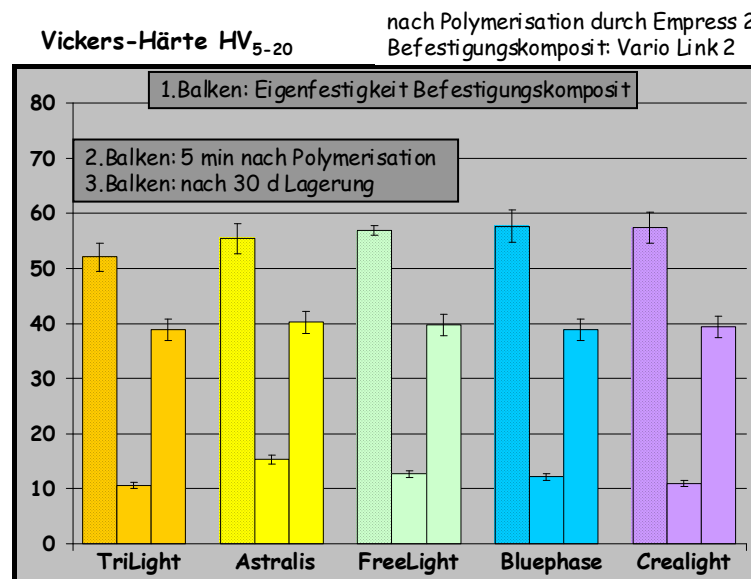


Abb. 16: Vickers-Härte von Vario Link 2 nach Polymerisation mit fünf verschiedenen Polymerisationlampen durch die Keramik Empress 2 (Farbe: A3,5, Dicke: 2 mm) an der Vorderseite nach unterschiedlichen Lagerungszeiten im Vergleich zur Eigenfestigkeit

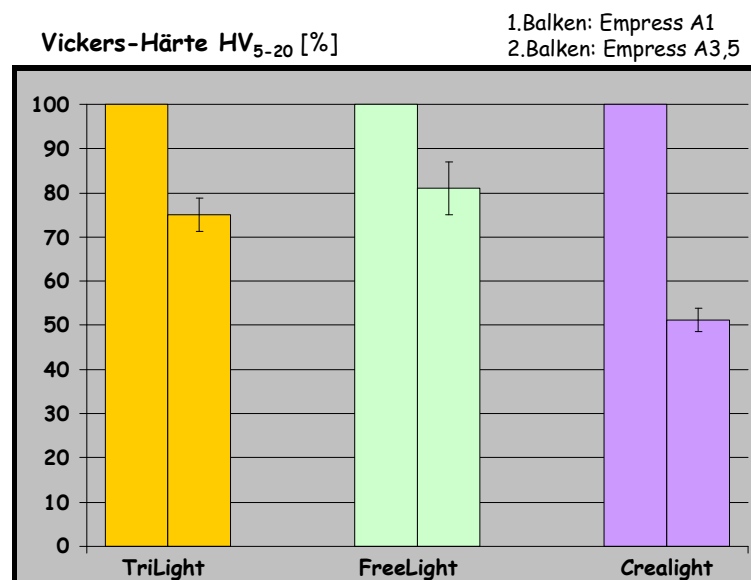


Abb. 17: Vickers-Härte [in %] von Grandio Flow nach Polymerisation mit drei unterschiedlichen Polymerisationlampen (TriLight, FreeLight 2, Crealight) durch die Keramik Empress 2, Keramikscheiben gleicher Dicke (2mm) aber unterschiedlicher Farbe (A1= 100 % und A3,5 mm) an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung

5.3.3. Vickers-Härte der Befestigungskomposite nach Polymerisation durch unterschiedliche Keramiken mit einer Polymerisationslampe und einem Befestigungskomposit

Abbildung 18 stellt den Einfluss unterschiedlicher Farben (A1, A3) der Keramiken Empress 2, ProCad und Lava Frame dar, durch die das Befestigungskomposit Vario Link II mit der Polymerisationslampe Freelight 2 gehärtet wurde. Die Vickers-Härte wurde nach 30 Tagen an der Vorderseite des Befestigungskomposits gemessen.

Zwischen den Keramiken zeigten sich deutliche Unterschiede. Am geringsten war der Unterschied zur Eigenfestigkeit des Befestigungskomposits bei Polymerisation durch Lava Frame. Bei ProCad zeigte sich ein signifikanter Härteabfall zwischen A1 und A3 von 9 %, während dieser bei Empress 2 sogar 18 % betrug.

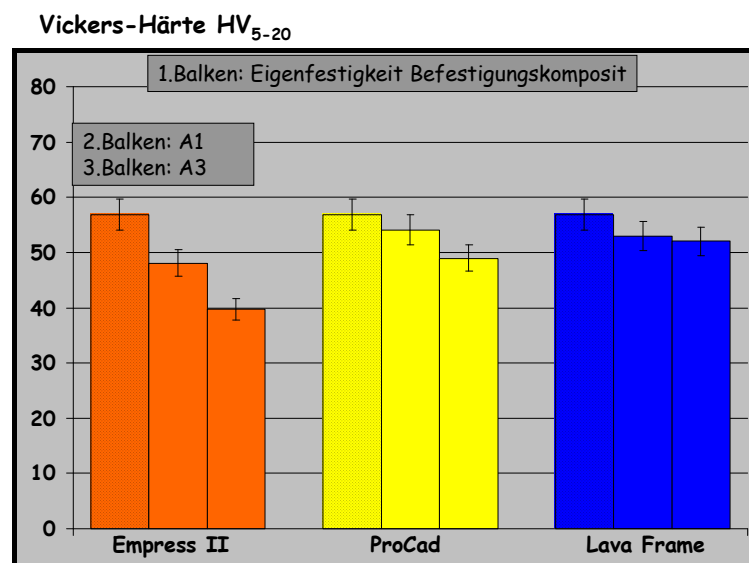


Abb. 18: Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits Vario Link2 durch unterschiedliche Keramiken (Empress 2: 2 mm, ProCad: 2 mm, Lava Frame: 1 mm) der Farbe A1 und A3 mit der Polymerisationlampe Freelight an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung

Auch andere Kombinationen wurden gemessen. So waren durch Empress 2 der Farbe A1 mit 4 mm Schichtstärke 40 Sekunden, also doppelt so lange Polymerisationszeiten notwendig, um überhaupt noch messbare Ergebnisse (Vickers-Härten) erzielen zu können. Durch 4 Millimeter dicke Empress 2 Scheiben der dunkleren Farbe A3 waren trotz nochmals erhöhter Polymerisationszeiten keine Messungen mehr möglich, d.h. das Befestigungskomposit polymerisierte mit reiner Lichthärtung nicht aus. Bei der ProCad Keramik mit 4 Millimetern Dicke in den Farben A1 und A3 reichte eine Polymerisationszeit von 40 Sekunden aus, um noch eine Vickers-Härte-Messung durchführen zu können. Für die Polymerisation durch Lava Frame in beiden Dicken und in beiden Farben genügten jeweils 20 Sekunden.

Abbildung 19 unterscheidet sich in der verwendeten Polymerisationslampe (TriLight) und dem Befestigungskomposit (RelyX Arc) von der Abbildung 18. Der geringere Wert der Vickers-Härte von RelyX Arc nach Polymerisation durch Keramik im Vergleich zur Eigenfestigkeit war bei Empress 2 und Lava Frame relativ groß, während der Unterschied zwischen den Keramikfarben A1 und A3 geringer war. Auch hier zeigten sich wieder bei Polymerisation durch die Empress 2 Keramik die größten Unterschiede in der Vickers-Härte des Befestigungskomposits (15 %). Der Vergleich zwischen der Eigenfestigkeit und der Polymerisation durch die Farbe A3 zeigte einen Abfall von 27 %. Demgegenüber waren es bei der Lava Frame Keramik nur etwa 15 %. Bei Polymerisation durch ProCad traten die geringsten Unterschiede in der Vickers-Härte auf. Weitere Messungen ergaben, dass genau wie bei der Kombination in Abbildung 18 die TriLight Lampe durch die vier Millimeter dicken Empress 2 Scheiben der Farbe A1 40 Sekunden Polymerisationszeit benötigte, um eine Messung möglich zu machen, bei der Farbe A3 trotz nochmals erhöhter Polymerisationszeit jedoch keine Messungen möglich waren.

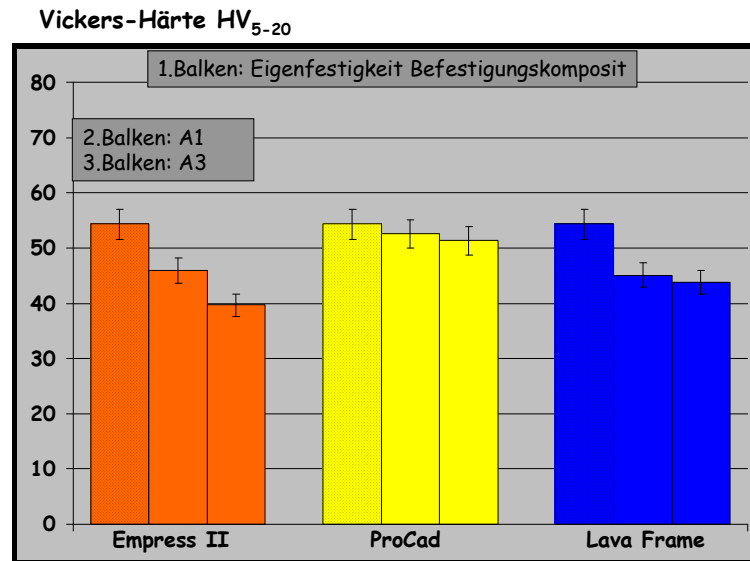


Abb. 19: Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits RelyX Arc durch unterschiedliche Keramiken (Empress 2: 2 mm, ProCad: 2 mm, Lava Frame: 1 mm) der Farbe A1 und A3 mit der Polymerisationlampe Trilight an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung

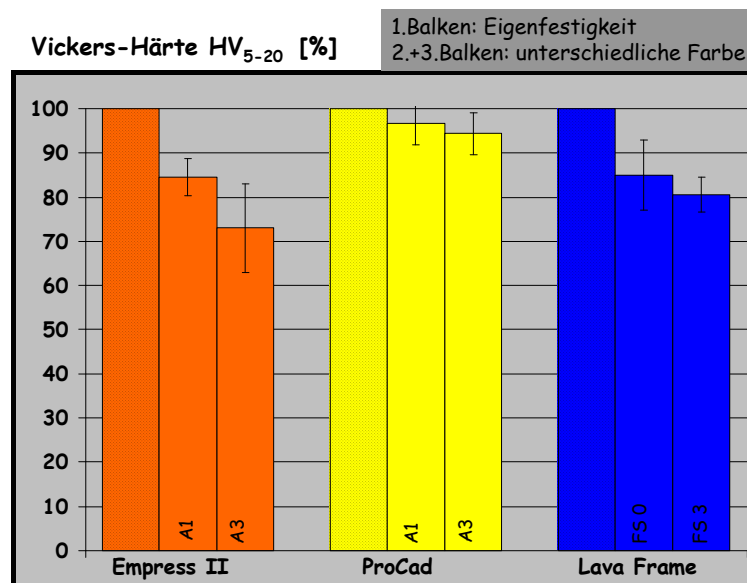


Abb. 20: Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits RelyX Arc durch unterschiedliche Keramiken (Empress 2: 2 mm, ProCad: 2 mm, Lava Frame: 1 mm) der Farbe A1 und A3 mit der Polymerisationlampe Trilight an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung

Abbildung 21 beschreibt die Abhängigkeit der Vickers-Härte eines Befestigungskomposites nach der Polymerisation durch unterschiedlich dicke Keramiken. Der erste Balken zeigt die Eigenfestigkeit von RelyX Arc. Er entspricht 100 %. Balken zwei und drei stellen die prozentuale Veränderung dar, wenn sich die Dicke der zu durchstrahlenden Keramik ändert. Verdoppelt man die Dicke der Keramiken, so waren bei Empress 2 und ProCad eine Verdopplung der Polymerisationszeit nötig, um messbare Ergebnisse zu erzielen. Mit Lava Frame reichte trotz doppelter Dicke die einfache Belichtungszeit aus. Jedoch war diese Keramik aus praxisrelevanten Gründen jeweils nur halb so dick wie die beiden anderen Keramiken. Bei allen Keramiken zeigte sich mit zunehmender Dicke der Keramik ein Abfall der Vickers-Härte des Befestigungskomposits gegenüber der Eigenfestigkeit.

Abbildung 22 stellt die Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits Calibra durch unterschiedliche Keramiken nach 30 Tagen Lagerung an der Vorder- und Rückseite mit FreeLight 2 dar. Bei allen drei Keramiken war ein Unterschied von bis zu 8 % zwischen Vorder- und Rückseite feststellbar. Bei ProCad war kein signifikanter Unterschied erkennbar. Auch bei den hier nicht dargestellten Messungen nach 5 Minuten beziehungsweise 24 Stunden waren die Ergebnisse sehr ähnlich. Eben solche Härteunterschiede zwischen der Vorder- und der Rückseite des Komposits zeigten sich bei Verwendung einer dunkleren Keramik (A3).

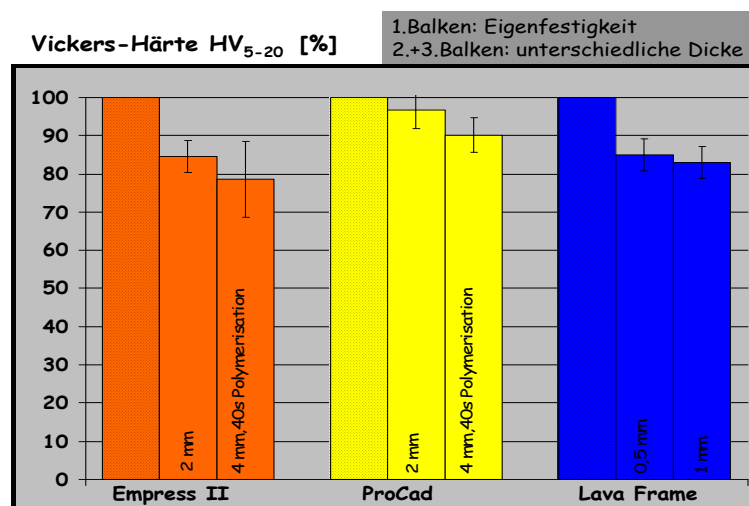


Abb. 21: Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits RelyX Arc durch unterschiedliche Keramiken (Empress 2, ProCad, Lava Frame) unterschiedlicher Dicke der gleichen Farbe (A1) mit der Polymerisationlampe Trilight an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung

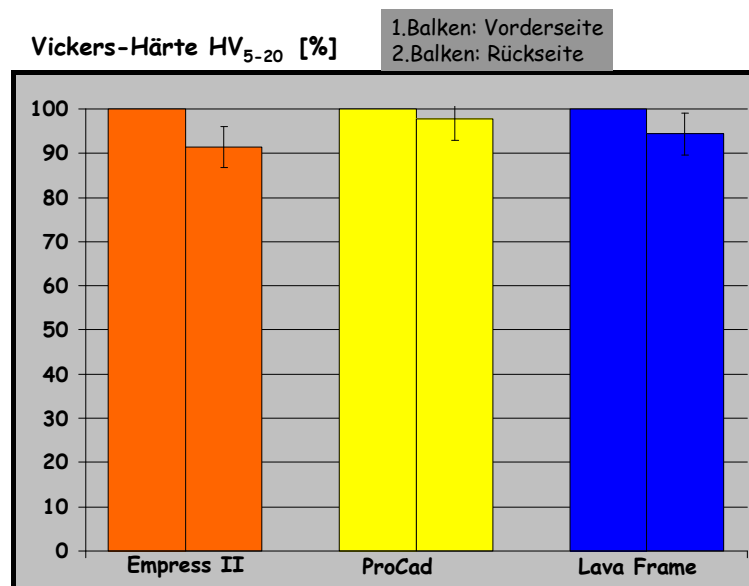


Abb. 22: Vickers-Härte nach Polymerisation des Befestigungskomposits Calibra durch unterschiedliche Keramiken (Empress 2, ProCad, Lava Frame) der gleichen Farbe (A1) mit der Polymerisationslampe FreeLight 2 an der Vorderseite und an der Rückseite nach 30 Tagen Lagerung

5.3.4 Polymerisation eines Befestigungskomposits durch mit Feldspatkeramik verblendeter Lava Frame Keramik

Da Lava Frame Keramik in aller Regel aus ästhetischen Gründen mit Feldspatkeramik verblendet wird, muss das Licht der Polymerisationslampe durch eine entsprechend dickere Schicht (Lava frame + Verblendkeramik) dringen, um das Befestigungskomposit zu polymerisieren. Die Abbildungen 23 und 24 zeigen die in diesem Zusammenhang ermittelten Vickers-Härtewerte der Befestigungskomposite nach 30 Tagen Lagerung. Der zweite und dritte Balken in Abbildung 23 zeigt die Ergebnisse durch die ungefärbte bzw. gefärbte Keramik mit Feldspatverblendung. Die Härtewerte des Befestigungskomposits durch die ungefärbte Keramik waren signifikant schlechter als die Eigenfestigkeit des Komposits. Außerdem ergaben sich Unterschiede zwischen den Polymerisationslampen. Die kleinste Differenz zwischen gefärbter und ungefärbter Keramik wurde mit der Polymerisationslampe Bluephase (-21 %), die größte mit der Crealight (-34 %) gemessen. Noch schlechter waren die Vickers-Härtewerte nach Polymerisation durch Lava Frame Keramik der Farbe FS 3 und

Feldspatverblendung. Ein weiterer Härteabfall des Komposits von 27 bis 42 % war die Folge, obwohl die Polymerisationszeiten verdoppelt wurden (siehe Abb. 23). Das entsprach teilweise einem Abfall der Eigenfestigkeit um die Hälfte. Besonders schlecht schnitt hier die Polymerisationslampe Crealight ab.

Ein weiterer Abfall der Vickers-Härte nach 20 s (TriLight, Bluephase) bzw. 10 s (Crealight) Polymerisation durch die verblendete Keramik zeigte sich an der Rückseite des Befestigungskomposits (Abbildung 24). Dieser Abfall betrug mit Bluephase 8 %, mit Crealight 11 % und mit Trilight 17 %. Ohne Feldspatverblendung betrug der Unterschied zwischen Vorder- und Rückseite bei Trilight 5 % und bei Crealight weniger als 3 %.

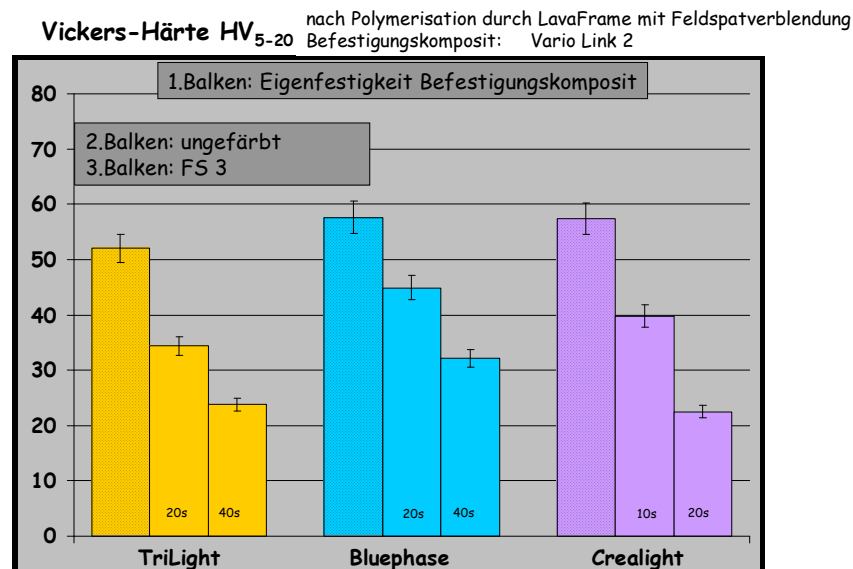


Abb. 23: Vickers-Härte nach Polymerisation von Vario Link2 durch mit Feldspatkeramik verblendete Lava Frame Keramik mit den Polymerisationlampen Trilight, Bluephase, Crealight an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung im Vergleich zur Eigenfestigkeit von Vario Link2.

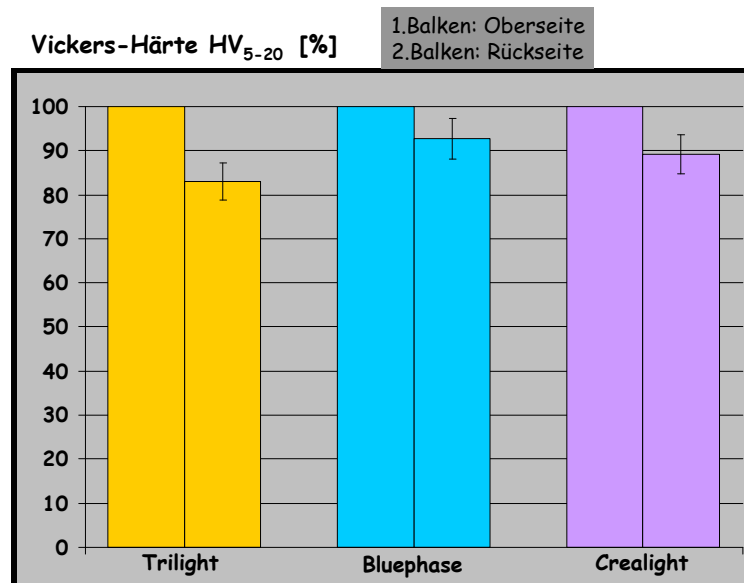


Abb. 24: Vickers-Härte nach Polymerisation von Vario Link2 durch mit Feldspatkeramik verblendete Lava Frame Keramik FS 0 mit den Polymerisationlampen Trilight, Bluephase, Crealight an der Vorderseite und Rückseite nach 30 Tagen Lagerung.

5.3.5 Polymerisation von Befestigungskompositen durch Dentin

Bei einem Inlay oder einem Veneer wird das Befestigungskomposit nicht nur durch die Keramikrestauration, sondern auch durch das Dentin polymerisiert. Abbildung 25 stellt anschaulich die Unterschiede der Vickers-Härte für diesen Fall dar. Der erste Balken zeigt die Eigenfestigkeit des Befestigungskomposits, der zweite Balken die Vickers-Härte durch 1 mm dickes Dentin polymerisiert und der dritte Balken zeigt im Vergleich dazu die Vickers-Härte durch eine 2 mm dicke Empress 2 Keramik (A1) polymerisiert. Eine generelle Aussage oder Tendenz lässt sich nicht treffen, da zu große Unterschiede in den Ergebnissen bestehen. Bei der Betrachtung der Polymerisation durch Dentin fällt auf, dass bei Calibra und Bifix DC doppelte bis vierfache Polymerisationszeiten notwendig waren, um messbare Ergebnisse zu erzielen. Selbst nach 40 Sekunden Lichthärtung erreichten die Härtewerte von Calibra nur 65 % der Eigenfestigkeit. Bei Rely X Arc, Vario Link II, Grandio Flow und Tetric Flow reichte die einfache Belichtungszeit aus, um bis zu 96 % der Eigenfestigkeit von Vario Link II zu erzielen. Zieht man zum Vergleich die Härtewerte heran, die durch die Keramik (dritter Balken, Empress 2) erzielt wurden, erkennt man, dass diese Vickers-Härtewerte nur leicht

unterhalb der Dentin Messwerte lagen. Ausnahmen waren auch hier wieder Calibra und Bifix DC, wo der Härteabfall im Vergleich zur Eigenfestigkeit bis zu 61 % betrug. Bei der Differenz der Härte zwischen der Vorderseite und der Rückseite bei der Polymerisation durch Dentin und durch Keramik konnten nur teilweise signifikante Unterschiede festgestellt werden.

Da an einigen Stellen des Zahnes die Zahnhartsubstanzschicht, durch die hindurchpolymerisiert werden muss, möglicherweise auch über 1mm dick sein kann, wurden auch 3 mm dicke Dentinscheiben verwendet (Abbildung 26). Hier wurde ein extrem großer Härteabfall von 1 mm (2. Balken) auf 3 mm dicke Dentinscheiben (3. Balken) beobachtet. Mit keinem Befestigungskomposit waren nach 20 Sekunden Polymerisationszeit messbare Ergebnisse möglich. Mit Bifix DC war überhaupt keine Messung möglich. Rely X Arc, Vario Link II und Tetric Flow benötigten 80 Sekunden, Grandio Flow erzielte nach 40 Sekunden Polymerisationszeit die besten Härtewerte. Die Ergebnisse der anderen Polymerisationslampen Trilight und Crealight deckten sich weitgehend mit denen der Freelight 2.

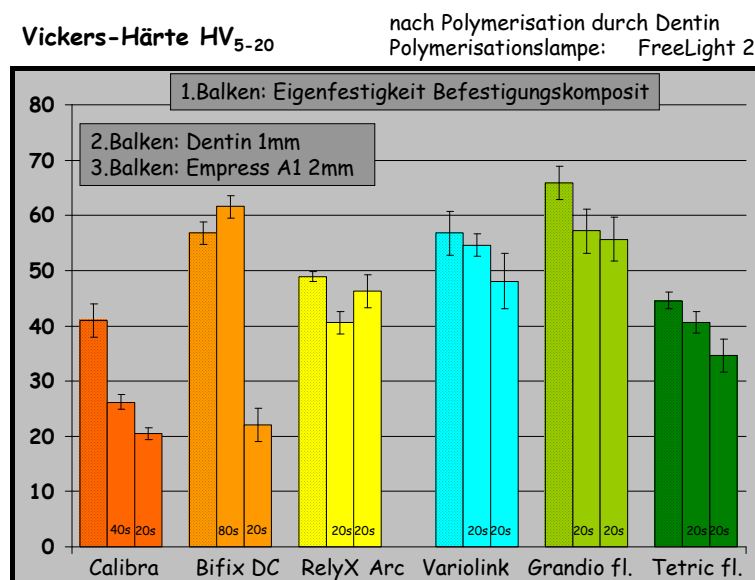


Abb. 25: Vickers-Härte nach Polymerisation mit unterschiedlichen Befestigungskompositen durch Dentin (1 mm) mit Freelight 2 an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung im Vergleich zur Eigenfestigkeit .

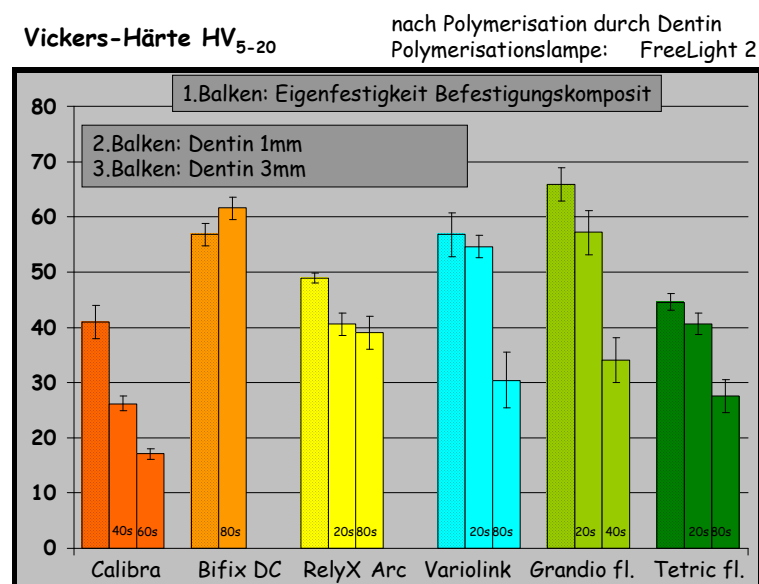


Abb. 26: Vickers-Härte nach Polymerisation mit unterschiedlichen Befestigungskompositen durch Dentin (1 mm und 3 mm) mit FreeLight 2 an der Vorderseite nach 30 Tagen Lagerung im Vergleich zur Eigenfestigkeit.

6 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde geklärt, inwieweit das Aushärteverhalten der lichthärtenden Komponenten von Befestigungskompositen von den zu durchstrahlenden Medien (Keramik, Dentin), von der Polymerisationslampe und von der Belichtungszeit abhängig ist.

6.1 Vickers-Härte

Marais et al. fanden heraus, dass zur Beurteilung der Qualität des von den Lampen polymerisierten Komposits die Untersuchung der Durchhärtungstiefe allein nicht ausreicht (Marais et al. 1997).

Daher sind Härtemessungen die oft beschriebene Methode, um die Qualität einer polymerisierten Kompositprobe zu prüfen (Bärwald 2005). Da eine Korrelation zwischen der Härte und der Konversionsrate von Kompositen besteht, kann die Härtemessung somit als indirekte Methode zur Beurteilung der C=C Konversion angesehen werden (Ferracane 1985, De Wald und Ferracane 1987, Rueggeberg und Craig 1988).

Für die Bestimmung der Konversionsrate wiederum am besten geeignet ist die Vickers-Härte (Rueggeberg und Craig 1988, Mehl et al. 1995).

Daher wurde in dieser Arbeit die Oberflächenhärte der Vorder- und Rückseite der Kompositprobe nach Vickers ermittelt. Damit können sowohl Aussagen über die Konversionsrate als auch über die Effektivität getroffen werden. Um die Qualität der Durchhärtung und das Ausmaß der Nachhärtung zu beurteilen, wurden die Kompositproben jeweils 5 Minuten, 24 Stunden und 30 Tage nach Polymerisation geprüft. Studien zeigten, dass es innerhalb 24 Stunden zu einer signifikanten Steigerung der Oberflächenhärte kommt (Leung et al. 1983, Pilo und Cardash 1992, Price et al. 2002). Zu beobachten war, dass die Härte auch nach 24 Stunden weiter anstieg und bis zum dreißigsten Tag teilweise eine Verdopplung der Härte im Vergleich zu den ersten 24 Stunden stattfand, obwohl in dieser Studie nur der lichthärtende Anteil jedes Befestigungskomposits verwendet wurde. Daher ist davon auszugehen, dass die komplette Polymerisation auch nach der initialen Lichtpolymerisation weiter abläuft.

In der vorliegenden Arbeit zeigten die Ergebnisse der Oberflächenhärtemessung nach Vickers statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Polymerisationsgeräten, den Polymerisationszeiten und den jeweiligen Farben des Komposits. Zusätzlich ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den gemessenen Werten der Vorderseite im direkten Anschluss an die Probenherstellung, nach 24 Stunden und nach 30 Tagen Lagerung. Die gleichen signifikanten Unterschiede traten auf der lichtfernen Seite auf. Bei der Auswertung der sofort nach Probenhärtung gemessenen Werte der Vorder- und der Rückseite bestanden teilweise keine signifikanten Unterschiede. Bei der Bewertung der Polymerisation ist der Vergleich der Oberflächenhärte von Vorder- und Rückseite von großer Bedeutung, denn DeWald und Ferracane (1987) bezeichneten eine Oberflächenhärte der Rückseite von mehr als 80 % in Bezug auf die Vorderseite (=100 %) als eine akzeptable Lichthärtung.

Auf die Oberflächenhärte haben maßgeblichen Einfluss:

- Lampen und Belichtungszeit,
- Komposit und Kompositfarbe,
- Keramik und ihre Schichtstärke,
- Dentin.

6.2 Lampen und Belichtungszeit

Um die Abhängigkeit von Polymerisationslampen zu erfassen, wurden drei physikalisch unterschiedliche Gruppen von Polymerisationslampen mit unterschiedlichen Leistungen ausgewählt. Für die Studie wurden die Plasmalampe Crealight von Schütz Dental sowie die LED-Lampen der zweiten Generation Elipar FreeLight 2 von 3M Espe und Bluephase von Ivoclar Vivadent verwendet. Die Astralis 10 von Ivoclar Vivadent und die Elipar TriLight von 3M Espe, die der dritten Gruppe zuzuordnen sind, gehören zu den etablierten Halogen-Lichtquellen, welche wohl immer noch die Standardausstattung in den Zahnarztpraxen darstellen. In einigen anderen Studien konnte bereits nachgewiesen werden, dass die Polymerisationstiefe proportional zum Logarithmus der Lichtintensität und der Belichtungszeit steigt (Chan und Boyer 1989, Hofmann et al. 2000, Jung et al. 2006).

Kook et al. zeigten in einer Untersuchung von 2002, dass eine Belichtungszeit von 3 s

bei Plasmalampen oftmals zu einer unzureichenden Polymerisation führt (Kook et al. 2002). Dies bestätigen mehrere Autoren (Jung et al. 2001, 2003 und 2006, Mueller et al. 2004, Park et al. 2002, Dietschi et al. 2003), bei denen Plasmalampen signifikant geringere Härten bei der Polymerisation durch 2 mm bzw. 3 mm dicke Keramik sowohl bei lichthärtenden als auch bei dualhärtenden Kompositen erreichten. Aus diesem Grund wurde in vorliegender Studie die Belichtungsdauer der Crealight von 10 s gewählt.

Laut Hersteller der verwendeten LED-Lampen reichen 20 s Polymerisationszeit aus, um eine adäquate Polymerisationsqualität zu erzielen. Einer Studie von Mills (Mills et al. 2002) zeigte, dass es bei einer Polymerisationszeit mit der LED-Lampe von 20 s im Vergleich zu einer Halogenlampe zu einer suffizienten Oberflächenhärte kam. Diese Aussagen galt es in dieser Studie zu überprüfen.

Für die Halogenlampen wurden entgegen der Herstellerangabe von TriLight ebenfalls 20 s Polymerisationszeit gewählt, um eine bessere Vergleichbarkeit mit den anderen Lampen herstellen zu können und um zu klären, ob eine reduzierte Polymerisationszeit für eine ausreichende Festigkeit der Befestigungskomposite genügt. Der Vorteil der Halogenlampen liegt laut Jung et al. in ihrem breiten Emissionsspektrum. Nach Jung basieren die im Vergleich zur Halogenlampe meist geringeren Härtewerte der anderen Lampen auf dem speziellen Spektrum der Plasma- und LED-Lampen, welche nur bei bestimmten Wellenlängen sehr hohe Intensitäten aufweisen. Somit kann der im Komposit enthaltene Initiator bei verkürzten Belichtungszeiten entgegen der Produktbeschreibung nicht aktiviert werden (Jung et al. 2001 und 2006).

Die Halogenlampe Astralis 10 und die LED-Lampe Bluephase wurden jeweils nur mit allen Keramiken der dunkleren Farbe und der dünneren Schichtstärke (1 bzw. 2 mm) verwendet, um stichprobenartig Vergleiche zu den anderen Polymerisationslampen herstellen zu können.

Mehrere Studien (Ernst et al. 2000, Tsai et al. 2004; Jung et al. 2006) zeigten deutliche Unterschiede zwischen den Herstellerangaben zu Lichtintensitäten von Polymerisationslampen und den in verschiedenen Studien ermittelten Angaben. Die Werte der Bluephase und der Crealight decken sich mit den Werten, die Ernst et al. 2006 in einem Feldtest zur Lichtemissionsleistung von 659 Polymerisationsgeräten in 301 zahnärztlichen Praxen ermittelte. Die Werte der FreeLight 2 sowie der TriLight lagen in dieser Studie über der des Feldtests. Das Lichthärtegerät Astralis 10 wurde

nicht von Busemann et al. erfasst (Ernst et al. 2006). Busemann et al. stellten fest, dass die Ergebnisse zwischen den einzelnen Radiometern stark schwanken, wobei das Demetron-LED-Radiometer zwar im Mittel nur 1 % unter den mit der Ulbrichtkugel gemessenen Werten lag, jedoch eine enorme Streuung der einzelnen Lichtgeräte aufwies. Generell ist die Ungenauigkeit der Messdaten auf den fixen Sensordurchmesser der Radiometergeräte zurückzuführen. Eine Alternative zur Ulbrichtkugel stellt einzig das neue Bluephase Meter (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dar. Es ermöglicht laut technischer Beschreibung eine Berücksichtigung des Durchmessers der Abstrahlfläche (Busemann et al. 2008).

Die Einflussfaktoren, die eine reduzierte Lichtemissionsleistung bei einem Lichtgerät bedingen, können sowohl auf eine Gerätealterung (vor allem Halogenleuchtmittel) als auch auf eine iatrogene Kontamination des Lichtleiters, zum Beispiel mit Kompositresten, oder auf Beschädigungen am Gerät bzw. am Lichtleiter zurückzuführen sein (Ernst et al. 2006). Deshalb wurden vor den Versuchen alle Lampen mit einer Ulbrichtkugel (Modell Optometer P 9710) sowie einem Radiometer (LED-Radiometer Demetron, Kerr GmbH, Deutschland) auf ihre Lichtintensität überprüft.

Radiometer sollen als Schnelltest dienen, um die Polymerisationsgeräte in der Praxis routinemäßig zu kontrollieren. Radiometer sind einfacher zu handhaben. Deshalb werden sie häufig in der Praxis zur Leistungskontrolle von Lichtgeräten verwendet (Fowler et al. 1994). Die Messwerte des Radiometers sind weniger exakt als die der Ulbrichtkugel, da das Radiometer zum einen nicht kalibrierbar ist und zum anderen das Sensorfeld mit dem Lichtleiteraustrittsfenster der Polymerisationslampen nicht in jedem Fall genau übereinstimmt und damit nicht den Strahlenfluss des gesamten Austrittsfensters der Polymerisationslampe erfasst. Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) hat aktuell mit dem neuen „Bluephase Meter“ ein Radiometer vorgestellt, welches laut technischer Beschreibung auch den Durchmesser der Abstrahlfläche berücksichtigt. Somit stellt dieses Radiometer eine interessante Alternative zur Ulbrichtkugel dar, weil das Verhältnis der Fläche des Messsensors zur Fläche des Austrittsfensters des Lichtleiters den maßgeblichen Faktor darstellt (Thormann et al. 1999). Weiterhin misst das verwendete Radiometer ausschließlich die Energie im sichtbaren Lichtspektrum zwischen 400 und 500 nm.

In dieser Studie wurden die höchsten Vickers-Härten der Befestigungskomposite mit der Halogenlampe Astralis 10 erzielt. Das beweist, dass 20 s Polymerisationszeit bei einer Halogenlampe mit entsprechend hoher Lichtintensität ausreichen, um Befestigungskomposite suffizient zu härten. Mit 1200 mW/cm² war die Astralis 10, mit Ausnahme der Plasmalampe Crealight, die stärkste Polymerisationslampe.

Ähnliche Ergebnisse ließen sich mit den beiden LED-Polymerisationslampen FreeLight 2 und Bluephase erreichen. Beide Lampen haben etwa dieselbe Lichtintensität.

An dritter Stelle steht die Plasmapolymersationslampe Crealight. Trotz der mit Abstand höchsten Lichtintensität von 2500 mW/cm² und einer gesteigerten Belichtungszeit von mindestens 10 s sind in dieser Studie nicht die besten Ergebnisse erzielt worden. Dies bestätigen die Ergebnisse von Kook (Kook et al. 2002).

Die geringere Härte, die sich mit der Plasmalampe erreichen ließ, kann nur durch eine Inkompatibilität des relativ schmalen erzeugten Wellenlängenspektrums der Plasmabogenlampen mit den Absorptionsbereichen der Photoinitiatoren der untersuchten Komposite erklärt werden.

Auch die Gruppe um Hofmann (Hoffmann et al. 2000) führen einen möglichen Mangel der mechanischen Eigenschaften trotz einer wie im vorliegenden Fall optimierten Bestrahlungszeit auf die Zusammensetzung und Konzentration der Photoinitiatoren im Kunststoff zurück. Weiterhin können auch durch die schnelle Polymerisation keine Spannungen durch Fließen des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes abgebaut werden (Feilzer et al. 1995).

Die mit Abstand niedrigsten Härtewerte der Befestigungskomposite kamen in Verbindung mit der Halogenlampe TriLight zustande. Jedoch ist zu beachten, dass sie entgegen den Herstellungsangaben mit einer reduzierten Belichtungszeit von 20 s verwendet wurde.

Da die beiden in dieser Studie verwendeten Halogenpolymerisationsgeräte das gleiche Emissionsspektrum zwischen 400 nm und 510 nm, also das Absorptionsmaximum des Photoinitiators Campherchinon abdecken, ist ein Unterschied zwischen diesen Geräten hinsichtlich des Aktivierungspotentials nur in der Lichtintensität und nicht in der spektralen Verteilung zu sehen, denn die Halogenlampe Astralis 10 hat eine um 50 % höhere Lichtintensität gegenüber der Halogenlampe TriLight. Somit kann mit der Halogenlampe TriLight die Polymerisation eines Befestigungskomposites durch eine

Keramik ab 2 mm Schichtstärke mit einer Polymerisationszeit von 20 s nicht empfohlen werden. Da selbst bei den vom Hersteller angegebenen 40 s Polymerisationszeit keine ausreichende Härtung des Befestigungskomposites durch vier Millimeter dicke Empress 2 Scheiben der Farbe A3 möglich war, zeigt dies, dass die Lichtleistung von 500 mW/cm² dafür nicht ausreicht. Für solche Befestigungen empfehlen sich Lichtintensitäten von mindestens 1000 mW/cm². Bei der direkten Polymerisation von Komposit ohne Keramik ist eine Polymerisationszeit von 20 s mit der TriLight Lampe ausreichend. Zur Sicherheit sollte aber mit 40 s belichtet werden.

6.3 Komposit und Kompositfarbe

Neben den dualhärtenden Befestigungskompositen Calibra, Bifix DC, RelyX Arc und Vario Link II wurden in dieser Studie auch die zwei lichthärtenden Befestigungskomposite Grandio flow und Tetric flow verwendet.

Die rein lichthärtenden Befestigungskomposite wurden mit aufgenommen, da der hohe Anteil von Aminen in dualhärtenden Kompositen eine Tendenz zum Nachdunkeln zeigt, was bei sehr dünnen Keramikrestaurationen wie den Veneers als deutlicher ästhetischer Nachteil anzusehen ist. Deshalb empfehlen einige Autoren diese mit rein lichthärtenden Kompositen adhäsiv zu befestigen (Warren 1990, Linden et al. 1991, Möring 2000, Jung et al. 2001 und 2006, Papazoglou et al. 2006).

In einer Studie von Bala et al. (Bala et al. 2005) wurden die unterschiedlichen Härtewerte von lichthärtenden Kompositen nach Polymerisation durch LED- und Halogenlampen in erster Linie durch die Unterschiede in der Zusammensetzung der Matrix, der Füllstoffgröße und des Füllstofftyps begründet. Arbeiten von Hofmann, Asmussen und Peutzfeldt (Hofmann et al. 2000, Peutzfeldt et al. 2000, Asmussen und Peutzfeldt 2003) wiesen schon darauf hin, dass die mechanischen Eigenschaften der Befestigungskomposite durch Typ und Zusammensetzung der Matrix, durch den Füllstofftyp, den Füllstoffgehalt und das Polymerisationsverfahren beeinflusst werden. Zur Evaluierung der Beeinflussung dieser Parameter kommen in dieser Studie licht- und dualhärtende Befestigungskomposite vom Nano- und Feinhybridtyp mit einem hohen und niedrigen Füllstoffanteil bei großer und kleiner Korngröße zu Anwendung. Allen

Befestigungskompositen ist Campherchinon als Photoinitiator beigemischt. Die geringen Härtewerte der fließfähigen Komposite konnten in dieser Studie allerdings nicht nachgewiesen werden. Grandio Flow, welches ein lichthärtendes Nano-Hybrid-Komposit ist, erreichte allein und nach Polymerisation durch drei Keramiken und Dentin fast immer die höchsten Vickers-Härtewerte, die aus dem höchsten Füllstoffgehalt resultiert. Das ebenfalls rein lichthärtende fließfähige Komposit Tetric Flow lag hingegen nur im unteren Mittelfeld. Es ist in dieser Studie eine Abstufung der Härte der einzelnen Befestigungskomposite erkennbar.

So wurden, bezogen auf die drei Keramiken mit allen Farbabstufungen und Schichtstärken, mit Grandio Flow immer die höchsten Härtewerte erzielt. Mit dem dualhärtenden Kompositzement RelyX Arc und Vario Link II wurden die zweithöchsten Werte erreicht, während die Ergebnisse mit Tetric flow und Bifix DC im unteren Mittelfeld lagen, ausgenommen in Verbindung mit Empress II, bei dem Bifix DC und Calibra am schlechtesten abschnitten. Die niedrigsten Härtewerte wurden mit dem Befestigungskomposit Calibra gemessen. Die Härte des Komposites erhöht sich mit steigendem Füllstoffgehalt des Komposites (Li et al. 1985). Das erklärt auch, wieso Grandio Flow mit dem höchsten Füllstoffgehalt von 80,2 Gew. % härter ist als Rely X ARC mit 67,5 Gew. % und Variolink II mit 73,4 Gew. %. Obwohl das rein lichthärtende Tetric Flow (64 Gew. %) sehr sensibel auf Licht reagiert, zeigt es doch wie auch Bifix DC aufgrund des niedrigeren Füllstoffgehaltes eine niedrigere Vickers-Härte. Zusätzlich wird die Durchhärtetiefe der Komposite von der Füllstoffgröße beeinflusst, da kleine Füller mehr Licht streuen als große.

6.4 Keramik und ihre Schichtstärke

Eine weitere Frage, die in der vorliegenden Arbeit zu beantworten war, bezog sich darauf, inwieweit Farbe und Schichtstärke einer Keramik maßgeblichen Einfluss auf die Polymerisation von Kompositen haben, wie von einigen Autoren beschrieben wird.

Nach Warren (1990) nimmt mit zunehmender Schichtstärke der Keramik die Vickers-Härte des darunter liegenden Komposites ab. Die Begründung dieses Vorganges sehen Blackman et al. (1990) darin, dass das Komposit von weniger Licht erreicht wird und

deshalb die lichtabhängige Polymerisation nur bedingt stattfinden kann. Ernst et al. (1998) zeigten bereits 1998 in einer Studie, dass die gemessenen Oberflächenhärten der Befestigungskomposite unter den verwendeten Prüfrestitutionen mit zunehmender Schichtstärke ab einer Dicke ≥ 3 mm signifikant abnahm. Nicht nur die Keramikschichtstärke, sondern auch der Abstand der Lichtquelle von der Kompositoberfläche hat einen Einfluss auf die Härte des Kunststoffes, denn je größer der Abstand, desto mehr nimmt die Härte ab (Yeare 1985). Deshalb wurde in dieser Studie der Abstand so gering wie möglich gehalten, indem die Lichtquelle dem Komposit bzw. der Keramik direkt aufgesetzt wurde.

In der Studie wurden Keramikschichtstärken von 2 und 4 mm (Lava: 0,5 und 1 mm) gewählt, da in der Literatur aufgrund der mechanischen Eigenschaften der Keramiken für Inlays eine Mindestdicke von 1,5 bis 2 mm gefordert wird (Schmalz et al. 1994). Bei tiefen okklusalen Kavitäten sind 4 mm und mehr jedoch keine Seltenheit. Basierend auf der Festigkeit von Lava Gerüstkeramik ist die Mindestdicke hier nur 0,5 mm.

Damit ist das gesamte Spektrum von Veneers im Frontzahnbereich bis zur Einlagerrestauration im Seitenzahnbereich abgedeckt. In In-vitro-Studien sind Keramikscheiben in verschiedenen Dicken ein häufig benutztes Mittel zur Simulation einer okklusalen Restauration, um den Einfluss der Dicke der Keramik auf die Härte des polymerisierten Komposites zu ermitteln, da die Härte vorwiegend von der Schichtstärke, der Farbe, der Opazität und der Keramik abhängt (Chan und Boyer 1989, Warren 1990, Linden et al. 1991, Hickel et al. 1992, Ernst et al. 1998, O'Meara et al. 2003), jedoch auch von der Polymerisationsmethode (Jung et al. 2006).

Hickel et al. fanden 1992 zwischen der Härte des Befestigungsmaterials und der Keramikschichtstärke eine lineare Abhängigkeit bezüglich der Lichtabsorption. Die Hersteller fügen den Keramiken meist Opaker und Oxide zur Farbgebung bei. Diese dienen als Streuzentrum innerhalb der Keramik. Ziel ist eine Steigerung der Ästhetik, denn durch die diffuse Lichtstreuung wird ein transluzentes Erscheinen gefördert, was ein natürlicheres Aussehen zur Folge hat. Der Polymerisationsgrad des Komposites wird also stark von der Zusammensetzung und der Dicke der Keramik beeinflusst, da eine unterschiedliche Lichtmenge das Komposit erreicht. Dadurch lassen sich die in vorliegender Arbeit ermittelten schlechteren Vickers-Härtewerte der Befestigungskomposite bei Polymerisation durch dickere Keramikschichten im Vergleich zu dünneren Keramikschichten erklären. Auch Cardash et al. (1993) kamen

zu dem Schluss, dass ab 2 mm Keramikschichtstärke die Farbe einen wesentlichen Einfluss auf die Menge des absorbierten Lichtes hat. Am stärksten werden Farbe und Schichtstärke bei der Empress II Keramik beeinflusst. Die Polymerisation aller Befestigungskomposite durch Empress II der Farbe A1 mit einer Schichtstärke von 2 mm war bei allen Lampen mit der einfachen Belichtungszeit möglich. Bei der Verdopplung der Empress-Schichtstärke von 2 auf 4 mm war auch eine Verdopplung bzw. sogar eine Vervierfachung der Polymerisationszeit zur Erzielung messbarer Ergebnisse nötig. Die Härtewerte von Empress II Keramik der dunkleren Farbe A3,5 wiesen eine deutliche Verschlechterung gegenüber den A1 Werten auf. Bei 2 mm Schichtstärke war die Polymerisation, außer bei Calibra und Bifix DC, noch mit den einfachen Belichtungszeiten möglich. Wurde die Schichtstärke der A3,5 Keramik auf 4 mm erhöht, war trotz Vervierfachung der Belichtungszeit in keinem Fall eine Polymerisation mehr möglich. Dies verdeutlicht wiederum den Einfluss der Keramikfarbe und Keramikschichtstärke auf die Vickers-Härte des darunterliegenden Befestigungskomposits.

Die gleichen Zusammenhänge lassen sich auch bei der Polymerisation durch ProCad Keramik erkennen. Allerdings sind die Vickers-Härtewerte deutlich höher als bei der Polymerisation durch Empress II. So konnten alle Kompositproben durch jede der dunklen und hellen bzw. dicken und dünnen ProCad Keramiken polymerisiert werden, auch wenn dafür teilweise die Belichtungszeit erhöht werden musste. Der Grund für die noch besseren Ergebnisse der Zirkoniumdioxidkeramik Lava Frame ist in den geringeren Keramikschichtstärken von 0,5 und 1 mm zu finden. Hier war es ohne Steigerung der Polymerisationszeit möglich, alle Kompositproben unter Erzielung hoher bis sehr hoher Vickers-Härten zu polymerisieren.

Dass die hellen, weniger pigmentierten Kompositfarben (A1) besser polymerisiert wurden als dunklere, stärker pigmentierte Komposite (A3), stimmt mit den Ergebnissen der Untersuchung von Wojtek und Mitarbeitern überein. Diese stellten fest, dass je stärker pigmentiert das Komposit ist, desto langsamer die Polymerisation stattfindet (Wojtek et al. 1993). Vorliegende Ergebnisse decken sich mit der Aussage von Baharav, wonach die Polymerisationsdauer für die Durchhärtung von erheblicher Bedeutung sei (Baharav et al. 1988).

Durch die im Regelfall ästhetische Verblendung von Zirkoniumdioxidkeramiken mit Feldspatkeramiken ist die zu durchstrahlende Schichtstärke deutlich stärker. Folglich

wird die Polymerisation des Befestigungskomposites damit auch erschwert. Zur Simulation dieser Situation wurde in vorliegender Studie Lava Frame in den Farbtönen FS0 und FS3 mit Feldspatkeramik beschichtet und Vario Link II als Befestigungskomposit verwendet.

Auch bei diesen Messungen wurde wieder der starke Einfluss der Farbe der Keramik deutlich. Für die Härtung von Vario Link II durch die verblendete Lava Frame Keramik der dunkleren Farbe A3 war eine Verdopplung der Belichtungszeit notwendig. Allein durch die Verblendung der Keramik sank die Vickers-Härte des Befestigungskomposites um ein Drittel.

6.5 Dentin

Inlays und Veneers erlauben auch eine Belichtung durch die noch vorhandene Zahnhartsubstanz. Also ist es von Interesse, ob in solch einem Fall die Herstellerangaben der Polymerisationslampen ausreichen oder ob zu viel Lichtintensität durch die Zahnhartsubstanz absorbiert wird. Mit dem rein lichthärtendem Befestigungskomposit Grandio Flow und dem dualhärtenden Vario Link II waren, wie auch schon bei der Polymerisation durch Keramik, die besten Ergebnisse erzielbar. Bei den Befestigungskompositen Calibra und Bifix DC waren hingegen nur dann messbare Ergebnisse zu ermitteln, wenn die Belichtungszeit deutlich, teilweise auf die vierfache Belichtungszeit, erhöht wurde. Selbst diese verlängerte Polymerisationszeit reichte jedoch nicht aus, um Bifix DC durch eine 3 mm dicke Dentinschicht zu härten.

Dass die besten Ergebnisse mit der LED-Polymerisationslampe FreeLight möglich waren, ist sehr wahrscheinlich mit ihrer hohen Lichtintensität von 1000 mW/cm^2 zu begründen. Dies würde auch erklären, warum mit der Halogenpolymerisationslampe TriLight nur die schlechteren Ergebnisse erreichbar waren. Hoffmann wies im Jahre 2000 schon auf den Zusammenhang zwischen Lichtintensität und Polymerisationstiefe hin (Hofmann et al. 2000).

Wie schon bei den Polymerisationen durch Keramiken waren die Vickers-Härten mit der Plasmalampe Crealight schlechter als die der Freelight, trotz der höchsten Lichtintensität von 2500 mW/cm^2 . Kook sieht die Gründe in der Inkompatibilität des

relativ schmalen Wellenlängenspektrums der Plasmalampen und dem Absorptionsbereichen der Photoinitiatoren der untersuchten Komposite (Kook et al. 2002).

7 Schlussfolgerungen

Bei der Polymerisation von Befestigungskompositen ist das optimale Zusammenwirken mehrerer Parameter entscheidend. Die Festigkeit nach der Polymerisation wird vom Komposit selbst, von der Polymerisationslampe, der Belichtungszeit sowie von den durchstrahlenden Medien bestimmt.

Der Vergleich der Befestigungskomposite zeigte folgende Ergebnisse: Für das rein lichthärtende Komposit Grandio Flow konnte die höchste Vickers-Härte ermittelt werden. Bei den dualhärtenden Befestigungskompositen zeigten RelyX Arc und Vario Link II signifikant bessere Härtewerte als Calibra.

Den größten Einfluss auf die Polymerisation von lichthärtenden Befestigungskompositen durch die Keramik hat die Schichtstärke der Keramik. Bei den Glaskeramiken Empress 2 und ProCad war bei einer Verdopplung der Schichtstärke von 2 mm auf 4 mm teilweise eine Erhöhung der Belichtungszeiten von 20 s auf 40 s notwendig, um überhaupt Härtemessungen durchführen zu können. Die höchsten Festigkeitswerte von allen Keramiken erreichte die lithiumdisilikatverstärkte Glaskeramik ProCad.

Die Zirkoniumdioxidkeramik Lava Frame in der Schichtstärke 2 und 4 mm zeigte ähnlich denen von Empress 2 schlechtere Werte als ProCad. Mit einer klinisch relevanten Schichtstärke von 0,5 und 1 mm erreichte Lava Frame allerdings wie erwartet die höchsten Härtewerte. Verblendete man die Zirkoniumdioxidgerüstkeramik Lava Frame zusätzlich mit Feldspatkeramik, so zeigte sich ein signifikanter Härteabfall. Die Farbe der Keramik hatte ebenso wie die Schichtstärke einen nachweisbaren Einfluss auf die Durchhärtung. Während bei ProCad ein Unterschied der Vickers-Härte von ca. 9 % zwischen den Farben A1 und A3 feststellbar war, betrug dieser bei Empress 2 über 18 %.

Wird das Befestigungskomposit durch Dentin hindurch polymerisiert, wie dies bei Inlays oder Veneers der Fall ist, so ergab eine Dentinschicht von bis zu einem Millimeter nur teilweise schlechtere Härtewerte. Bei Dentinschichten von drei Millimetern wurden grundsätzlich schlechtere Werte ermittelt.

Signifikante Unterschiede zwischen Vorder- und Rückseite der Befestigungskomposite wurden besonders nach Polymerisation durch Empress 2 festgestellt. Bei ProCad sowie

Lava mit 2 mm Dicke war kein Unterschied erkennbar. Erst bei zunehmender Schichtstärke und dunkleren Farben traten Differenzen auf.

Obwohl die Halogenpolymerisationslampen zurzeit noch als „Gold - Standard“ gesehen werden, erzielten neben der Halogenlampe Astralis 10 auch die beiden LED-Lampen FreeLight sowie Bluephase ähnlich gute Ergebnisse. Mit der Plasmalampe Crealight, die die höchste Lichtleistung aufwies, reichten die vom Hersteller angegeben 10 s Polymerisationszeit nicht aus, um vergleichbar hohe Härtewerte zu erzielen.

In der Arbeit konnte nachgewiesen werden, dass tatsächlich alle untersuchten Parameter bei der Polymerisation eine Rolle spielen. Für die optimale Polymerisation jedoch ist das Zusammenspiel von Lampe, Komposit, Keramik- und Dentindicke entscheidend. Als Empfehlung für die Praxis gilt, dass die beste Durchhärtung sich mit einer Keramikschicht von bis zu zwei Millimetern und hoher Transluzenz erreichen lässt. Bei der Polymerisation durch Dentin sowie durch dunklere bzw. dickere Keramiken ist unbedingt eine Erhöhung der Polymerisationszeit zu empfehlen.

8 Literaturverzeichnis

1. Albers HF. 1996. Tooth-colored Restoratives. Alto Books, Santa Rosa.
2. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. 2001. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In Ceram-Alumina and In Ceram-Zirconia bars. Dent Mater, 17:260-267.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A. 2003. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. Eur J Oral Sci, 111:277-279.
4. Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. 1988. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. J Oral Rehabil, 15:167-172.
5. Bala O, Üctasli MB, Tüz MA. 2005. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). Oper Dent, 30:69-74.
6. Baltzer A, Kaufmann-Jonian V. 2003. Die Belastbarkeiten von Vita In-Ceram. Quintessenz Zahntech, 29(11):1318-1342.
7. Bärwald R. 2005. In vitro Untersuchungen zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen. Dissertation Marburg.
8. Bennett AW, Watts DC. 2004. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. Dent Mater, 20:72-79.
9. Bieniek KW, Marx R. 1994. Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 104: 284-289.
10. Bieniek KW, Spiekermann H. 1993. Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. Quintessenz, 44:529-542; 689-697
11. Bindl A, Mörmann W. 2002. An up to 5 year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. Int J Prosthodont, 15:451-456.
12. Birdsell DC, Bannon PJ, Webb PB. 1977. Harmful effects of near ultraviolet radiation used for polymerisation of a sealant and a composite resin. J Am Dent Assoc, 94:311-314.

13. Blackmann R, Barghi N, Duke E. 1990. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent*, 63:295-300.
14. Boer WM. 2003. Schöne neue LED-Welt . *Dental Magazin*, 4:100-102.
15. Boutin P, Christel PS, Dorlot JM, Meunier A, de Roquancourt A, Blanquaert D, Herman S, Sedel L, Witvoet J. 1988. The use of dense alumina-alumina ceramic combinati on in total hip replacement. *J Biomed Mater Res*, 22:1203-1232.
16. Braden M. 1997. *Polymeric dental materials*. Springer Verlag, Heidelberg, D.
17. Brodbeck U. 2005. Zirkonoxid - ein neues Gerüstmaterial zur Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz mittels CAD-/CAM- Bearbeitung. *Quintessenz*, 56(4):407-420.
18. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. 2002. Light curing- an update. *Compend Contin. Educ Dent*, 23:889-896.
19. Burger W. 1996. Zirkonoxid in der Medizintechnik. In: Kriegesmann J, Hrsg. *Technische Keramische Werkstoffe*. Köln: Verlagsgruppe Dt. Wirtschaftsdienst.
20. Busemann I, Schattenberg A, Willershausen B, Ernst CP. 2008. Genauigkeit von Hand-Radiometer-Messungen bei der Bestimmung der Emissionsleistung von Lichtpolymerisations-Geräten. *Deutsche Zahnärzteblatt*, 117:476-482.
21. Cahn RW, Haasen P, Kramer EJ. 1992. *Medical and dental materials. Materials science and technology*, Volume 14, VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim, D.
22. Cales B. 2000. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory and clinical data. *Clin Orthop Relat Res*, 379:94-112.
23. Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. 1993. The effect of porcelain colour on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent*, 69:620-623.
24. Caugham WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. 1995. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Ass*, 126:1280-1286.
25. Chan KC, Boyer DB. 1989. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res*, 68:476-480.
26. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. 2002. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15:183-188.

-
27. Christel PS. 1992. Biocompatibility of surgical-grade dense polycrystalline alumina. *Clin Orthop Relat Res*, 282:10-18.
 28. Christel PS, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. 1989. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23:45-61.
 29. Cobb DS, Dederich DN, Gardner TV. 2000. In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med*, 26:386-97.
 30. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. 1999. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20:371-376.
 31. Coyle TW, Coblenz WS, Bender BA. 1988. Transformation toughening in large-grain size CeO₂-doped ZrO₂ polycrystals. *J Am Ceram Soc*, 71:C88-C92.
 32. Cutler RA, Reynolds JR, Jones A. 1992. Sintering and characterization of polycrystalline monoclinic, tetragonal and cubic zirconia. *J Am Ceram Soc*, 75:2173-2183.
 33. Danesh G, Davids H, Kaup M, Dammaschke T, Reinhardt KJ, Ott K. 2001. Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 3:161-165.
 34. DECIM GmbH. 1999. Zirkoniumdioxid für eine Vollkeramik mit höchster Bruchfestigkeit. *ZWR*, 108:12-13.
 35. Dietschi D, Marret N, Krejci I. 2003. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources of composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater*, 19(6):493-500.
 36. Dong JK, Lüthy H, Wohlwend A, Schärer P. 1992. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5:9-16.
 37. De Wald JP, Ferracane JL. 1987. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*, 66:727-730.
 38. Duh JG, Dai HT, Hsu WY. 1988. Synthesis and sintering behaviour in CeO₂-ZrO₂ ceramics. *J Mater Sci*, 23:2786-2791.
 39. Duh JG, Wan JU. 1992. Developments in highly toughened CeO₂-Y₂O₃-ZrO₂ ceramic system. *J Mater Sci*, 27:6197-6203.
 40. Eames WB, Strain LD, Weitman RT, Williams AK. 1974. Clinical comparison

- of composite, amalgam and silicate restorations. J Am Dent Assoc, 89:1111-1117.
41. Eichner K, Kappert HF. 1996. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Heidelberg: Hüthig Verlag, 326-366.
 42. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. 1995. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent, 73:515-524.
 43. Ernst CP. 2002. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation, Teil I. ZWR, 111:39-248.
 44. Ernst CP. 2002. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation, Teil II ZWR 111, 309-317.
 45. Ernst CP, Busemann I, Kern T, Willershausen B. 2006. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 61:2-7.
 46. Ernst CP, Heimeier I, Stender E, Willershausen B. 2000. Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 55:139-141.
 47. Ernst CP, Heimeier I, Stender E, Willershausen B. 2000. Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. Dtsch Zahnärztl Z, 55:142-144.
 48. Ernst CP, Schauer F, Willershausen B. 1996. Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (II). Acta Med Dent Helv, 1:58-63.
 49. Ernst CP; Schauer F, Willershausen B, Hickel R. 1996. Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (II). Acta Med Dent Helv, 1:64-69.
 50. Ernst CP, Ermer S, Stender E, Willershausen B. 1998. Härtemessungen an einem lichthärtenden Befestigungskompomer. Dtsch Zahnärztl Z, 53:522-527.
 51. Erpenstein H, Kerschbaum T. 1995. Frakturanfälligkeit von glas-und galvanokeramischen Kronen. Dtsch Zahnärztl Z, 50(9):668-70.
 52. Faltermeier A. 2008. Medizintechnik Life Science Engineering. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
 53. Feilzer AJ, Dooren LH, De Gee AJ, Davidson CL. 1995. Influence of light intensity on polymerisation shrinkage and integrity of restoration cavity interface. Eur J Oral Sci, 103:322-326.

-
54. Ferracane JL. 1985. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*, 1:11-14.
 55. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. 2002. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech*, 28:48-60.
 56. Fischer H, Weinzierl P, Weber M, Marx R. 1999. Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 54:484-487.
 57. Fleming MG, Maillet WA. 1999. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*, 65:447-50.
 58. Forsten L. 1984. Curing depth of visible light-activated composites. In: *Acta Odont Scand*, 42:23.
 59. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. 1994. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent*, 19:47-52
 60. Friedmann J. 1989. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. *J Esth Dent*, 1:189-190.
 61. Ganzauge K. 2004. Polymerisationslampen – eine Entscheidungshilfe. *Dental Magazin*, 2:94.
 62. Garvie RS, Hannink RHJ, Pascoe RT. 1975. Ceramic Steel. *Nature*, 258:703-704.
 63. Garvie RC, Urbani C, Kennedy DR, McNeuer JC. 1984. Biocompatibility of magnesia partially stabilized zirconia (Mg-PSZ). *J Mater Sci*, 19:3224-3228.
 64. Gehre G. 2000. Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
 65. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. 1999. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z*, 54:692-694.
 66. Göbel R, Luthardt R, Welker D. 1998. Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. *Dtsch Zahnärztl Z*, 53:295-298.
 67. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15:339-346.

-
68. Hahn R, Löst C. 1992. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z, 47:659-664
 69. Hahn W. 1990. Neue Füllungsmaterialien: Indikation und Verarbeitung. In: Hanser, Hrsg. Akademie Praxis und Wissenschaft in der DGZMK. München.
 70. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. 2002. Light-curing technology: past, present and future. Compend Contin Educ Dent, 23:18-24.
 71. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. 2000. Transformation toughening in zirconia containing ceramics. J Am Ceram Soc, 83:461-487.
 72. Hennicke HW. 1997. Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Dtsch Keram Ges 44:209.
 73. Hegenbarth EA. 2005. Ästhetik und Zirkoniumdioxid - ein Widerspruch? Quintessenz Zahntechnik, 31(4):336-354.
 74. Hellwig E, Haller B. 1998. Moderne Zahnfüllungsmaterialien: Indikationsgebiete und klinische Verarbeitung. Dtsch Zahnärztl Z, 8:19-26.
 75. Hellwig E, Klimek J, Attin T. 1999. Einführung in der Zahnerhaltung. Zweite Aufl. München: Urban&Fischer Verlag.
 76. Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG. 1986. Transformation toughening: an overview. J Am Ceram Soc, 69.
 77. Hickel R, Heid M, Kunzelmann KH, Petschelt A. 1992. Durchhärttiefe von Kompositen unter Keramik. Dtsch Zahnärztl Z, 47:182-185.
 78. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. 1993. Influence of argon laser curing on resin bond strenght. Am J Dent, 6:69-71.
 79. Hofmann N, Hammerfald D, Klaiber B. 2003. Depth of cure of differently irradiated resin based composites. Cons Euro, Poster 83, München.
 80. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. 2000. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. Clin Oral Invest, 4:140-147.
 81. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. 2002. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoavtivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci, 110(6):471-479.

-
82. Hornberger H, Vollmann M, Thiel N. 2002. Vita In-Ceram® Zirconia, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen.
 83. Hüls A. 1995. Zum Stand der klinischen Bewährung infiltrationskeramischer Verblendkronen. Dtsch Zahnärztl Z, 50:674.
 84. Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). Quintessenz, 39:1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.
 85. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. 2006. Polymerization efficiency of different photocuring units trough ceramic discs. Oper Dent, 31:68-77.
 86. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Schmalz G. 2003. Efficiency of different polymerization methods through ceramic restauations. J Dent Res, 82. Abstr Nr: 0637.
 87. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A. Schmalz G. 2001. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restauations. Clin Oral Invest, 5:156-161.
 88. Kamann K, Gängler P. 1998. Materialkunde der Kompositwerkstoffe. Dent Magazin, 1:6-19.
 89. Kappert HF, Knipp U, Wehrstein A, Kmitta M, Knipp J. 1995. Festigkeit von Zirkonoxidverstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z, 50:635.
 90. Kappert HF, Krah M. 2001. Keramiken- eine Übersicht. Quintessenz Zahntechnik, 27:668-704.
 91. Kelly JW, Nishimura J, Campbell SD. 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 75:18-32.
 92. Kelsey WP, Latta MA, Shaddy RS, Stanislav CM. 2000. Physical Properties of Three Packable Resin-Composite Restorative Materials. Oper Dent, 25:331-335.
 93. Kern M, Pröbster L. 2002. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. Dental Praxis, 14:269-276.
 94. Kirsten H. 1929. Die Jacketkrone. Berlin: Hermann Meusser Verlag.
 95. Klink A. 2006. CAD/CAM Restaurationen aus Zirkoniumdioxid. ZMK, 22:268-276.

-
96. Körber K, Ludwig K. 1982. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Stuttgart: Thieme, 61-62:142.
 97. Kook K, Stoll R, Stachniss V. 2002. Polymerisation mit Plasmalampen. ZMK, 18:716-718.
 98. Kullmann W. 1990. Atlas der Zahnerhaltung. München: Hanser-Verlag.
 99. Kunzelmann KH, Chen HY, Manhart J, Mehl A, Hickel R. 1999. Schrumpfkraft von Kompositen bei unterschiedlichen Polymerisationskonzepten (Softstart, Standard, Apollo 95E), 13. Jahrestagung 1999 in Saarbrücken (Autoreferate), 66.
 100. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. 2001. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater, 17:309-315.
 101. Kurbart A, Reichel K. 2001. Cerec inLab - State of the art. Quintessenz Zahntech, 27:1056-1074.
 102. Lang H. 2000. Lichthärtung von Kompositen mit Plasmalampen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 55:154-155.
 103. Latta MA, Stanislav CM, Barkmeier W. 2000. Polymerization conversion of composite resin using different curing devices. J Dent Res, 79 Abstr.Nr. 1519.
 104. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. 2002. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent, 14:286-295.
 105. Leung RL, Fan PL, Johnston WM. 1983. Postirradiation polymerization of visible light-activated composite resin. J Dent Res, 62:363-365.
 106. Lindemann W. 2000. Dentalkeramik - mineralogisch betrachtet. ZMK, 5:280-285.
 107. Linden JJ, Swift EJ, Boyer DB, Davis BK. 1991. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. J Dent Res, 70:154-157.
 108. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. 1985. Effect of filler content and size on properties of composites. J Dent Res, 64:1396-1401
 109. Luthardt R, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E. 1998. Kronen aus Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z, 53:280-285.
 110. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Walter M. 2000. Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen.

-
111. Luthardt R, Musil R. 1996. Das Precident-DCS-System für Kronen und Brücken. *Phillip Journal*, 13:217-225.
 112. Luthardt R, Musil R. 1997. CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52:380-384.
 113. Luthardt R, Rudolph H. 2001. Der richtige Werkstoff. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 4:12-16.
 114. Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. 2001. Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. *ZWR*, 110:747-754, 797-802.
 115. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. 1992. Lichtpolymerisation Schweiz. *Mschr Zahnmed*, 102:575-582.
 116. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. 1983. Komposits-Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 93:914.
 117. Manhart J. 2003. Lichtpolymerisation: Gerätetypen und deren Wirkungsweise. *BZB*, 4:41-43.
 118. Marais JT, Dannheimer MFG, Germishuys PJ, Bormann JW. 1997. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. *J Dent Assoc S Afr*, 52(6):403-407.
 119. Marc S. 2002. Vita In-Ceram® Alumina, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen.
 120. Marder JM, Mitchell TE, Heuer AH. 1983. Precipitation from cubic ZrO₂ solid solutions. *Acta Metall*, 31:387-395.
 121. Marx R. 1993. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z*, 48(4):229-236.
 122. Marxkors R., Meiners H. 1993. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffe. München: Carl Hanser Verlag.
 123. Massimiliano G, Mohammad A, Swain MV, Ironside J. 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15:339-346.
 124. McLean JW. 1987. Limitation of posterior composite resins and extending their use with glass-ionomer cements. *Quintessence Int*, 18:517-529.

-
125. Mehl A, Staunau H, Schreyger D, Kunzelmann KH, Hickel R. 1995. The influence of precuring on the material properties of composite resin. *J Dent Res*, 74:462.
 126. Meniga A, Knezevic A, Tarle Z, Sutalo J, Pichler G. 1998. Blue superbright LEDs as an alternative to soft-start halogen curing unit. *J Dent Res*, 77, AbstrNr. 432.
 127. Meniga A, Tarle Z, Ristic, M, Sutalo J, Pichler G. 1997. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomater*, 18:1349-1354.
 128. Meyer GR, Ernst CP. 2002. Willershausen, B. Decrease in power output of a new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent*, 4:197-204.
 129. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. 2002. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater*, 23:2955-2963.
 130. Mörig G. 2000. Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestaurationen- Folgerungen für die klinische Anwendung. *Quintessenz*, 51:891-900.
 131. Moore BK, Platt JA, Clark HE, Duke ES. 2002. Properties of 3 commercial LED, blue-light activating units. *J Dent Res*, 81, Abstr.Nr. 3977.
 132. Mueller U, Stigler R, Schulte Moenting J, Hahn P. 2004. Effect of different polymerization methods during insertion of ceramic inlays. *J Dent Res*, 84.
 133. Munz D, Fett T. 1989. Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
 134. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. 2003. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 16(3):244-248.
 135. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. 2000. In vitro fitting accuracy of copymilled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13:189-193.
 136. Nielsen R. 1996. Zirconium and zirconium compounds. In: Gerhartz W, Hrsg. *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry*. Weinheim, New York: Wiley-VCH
 137. O'Brien WJ. 1997: *Dental materials and their selection*. Quintessence book,

USA.

138. O'Meara JD, Latta MA, Naughton WT. 2003. Polymerization conversion of a light-cured cement through a restorative ceramic. *J Dent Res*, 82. Abstr Nr. 1654.
139. Palmer TM, Yost MP, Latey ML, Ashton JA, Syndergaard BD, Christensen RP. 2002. Light emitting diode resin polymerization compared to three other methods. *J Dent Res*, 81, Abstr.Nr. 3976.
140. Papazoglou E; Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M. 2006. Curing efficiency of a photo- and dual-cured resin cement polymerized through 2 ceramics and resin composite. *Int J Prosthet*, 19:34-36.
141. Park SH, Krejci I, Lutz F. 2002. Microhardness of resin composites polymerized by plasma and or conventional visible light curing. *Oper Dent*, 27(1):30-7.
142. Parr GR, Rueggeberg FA. 2002. Spectral analysis of commercial LED dental curing lights. *J Dent Res*, 81, Abstr.Nr. 0507.
143. Peutzfeld A, Sahafi A, Asmussen E. 2000. Characterization of resin composites polymerised with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16(5):330-336.
144. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. 1998. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 19:1489-1494.
145. Pilo R, Cardash HS. 1992. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*, 8:299-304.
146. Porter DL, Heuer AH. 1979. Microstructural development in MgO-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ). *J Am Ceram Soc*, 62:298-305.
147. Pospiech P. 2001a. Erste klinische Erfahrungen. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 4:35-39.
148. Pospiech P. 2001b. Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung. Vortrag, München.
149. Pospiech P. 2002. Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. *Dental-praxis*, 9(10):255-257.
150. Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. 2004. Keramik-Vollkeramik. 3M ESPE AG; 82229 Seefeld.
151. Pradhan RD, Melikechi N, Eichmiller F. 2002. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise

- in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. *Dent Mater*, 18:221-226.
152. Price RB, Derand T, Loney RW, Andreou P, 2002. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent*, 15:47-53.
153. Pröbster L. 2001. Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? *Dtsch Zahnärztl Z*, 56:575-576
154. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. 2004. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*, 112: 89-94.
155. Raigrodski AJ. 2004. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Clin North Am*, 2(48):531-544.
156. Rech H. 2002. *Keramische Prothetik*. Berlin: Meusser Verlag.
157. Reinhardt KJ. 1991. Der Einfluß der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 46:132-134.
158. Reuling N, Siebert GK. 1989. Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung. *Dent Lab*, 37:67-71.
159. Rinke S, Margraf G, Jahn L, Hüls A. 1994. Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 104:1495-1499.
160. Rinke S, Jenatschke R. 2001. Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis. *Quintessenz*, 52:1151-1159.
161. Roberts SB, Puckett AD, Inman CC, Fitchie JG. 2000. Comparison of a plasma-arc and a conventional halogen light curing units. *J Dent Res*, 79, Abstr.Nr. 1802.
162. Roulet JF, Noack M, Blunck U. 1987. Die Zahnhalsfüllung. In: Kettler W, Hrsg. München: Deutscher Zahnärztekalendar.
163. Rueggeberg FA. 1999. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 25:4-15.
164. Rueggeberg FA. 2000. Spectral irradiance of contemporary photo-curing units. *J Dent Res*, 79 Abstr.Nr. 1515.
165. Rueggeberg FA, Craig RG. 1988. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a lightcured composite. *J Dent Res*, 67:932-937.

-
166. Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. 1994. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z, 49:197-208.
 167. Schmidt A, Michael W, Böning K. 1998. CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz, 49:1111-1122.
 168. Schneider H. 1995. Konservierende Zahnheilkunde. Sechste Aufl. Linnich: Apollonia.
 169. Scott HG. 1975. Phase relationships in the zirconia-yttria system. J Mater Sci, 10:1527-1535. Dtsch Zahnärztl Z, 55:785-789.
 170. Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. 1998. In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials. J Cal Dent Assoc, 27:207-214.
 171. Soderholm KJ. 1993. Die hydrolytische Degradation von Compositen. J. Mater. Sci, 18:323-328.
 172. Söderholm KJM. 1985. Filler systems and resin interface. In: Vanherle G, Smith DC, Hrsg. Posterior composite resin dental restorative materials. Utrecht: Peter Szulc Publication, 139-159.
 173. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. 2000. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential Biomat, 21:1379-1385.
 174. Stephan M. 2002. Vita In-Ceram® Alumina Verarbeitungsanleitung. Bad Säckingen: Vita Zahnfabrik.
 175. Striezel R. 2001. Future Dent - Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. Quintessenz Zahntech, 27:970-978.
 176. Strub JR. 1983. Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z, 49:182-187
 177. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. 2005. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz Verlag.
 178. Studer S, Lehner C, Schärer P. 1998. Seven-year results of leucite-reinforced glassceramic inlays and onlays. J Dent Res, 77:803.
 179. Sturzenegger B, Fehér A, Lüthy H, Loeffel O, Filser F, Kocher P, Gauckler L, Schärer P. 2000. Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCMSystem. Acta Med Dent Helv, 5:131-139.
 180. Suresh A, Mayo MJ, Porter WD, Rawn CJ. 2003. Crystallite and Grain-Size-Dependent Phase Transformations in Yttrium-Doped Zirconia. J Am Ceram Soc, 86:360-362.

181. Suttor D. 2001. Blick in die Werkstoffkunde. ZWP Spezial, 4:32-33.
182. Suttor D, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K. 2001. Lava™ - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkoniumdioxid-Kronen- und Brückengerüste. Quintessenz, 52:805-808.
183. Swartz ML, Phillips RW, Phodes B. 1983. Visible light-activated resins-depth of cure. J Am Dent Ass, 106:634-637.
184. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnbust AJA, Burggraaf AJ. 1992. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. J Mater Sci, 27:4429-4438.
185. Thiel N. 2002. Vita In-Ceram® Spinell, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen.
186. Thormann J, Lutz F. 1999. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfungsprotokoll. Schweiz Mschr Zahnmed, 109:1191-1197.
187. Thormann J, Lutz F. 1999. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten II: Prüfungsprotokoll. Schweiz Mschr Zahnmed, 109:1299-1312.
188. Tinschert J. 2007. Vollkeramik – Ein aktueller Überblick [Vortrag]. 36 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie e.V.
189. Tinschert J, Natt G. 2007. Oxidkeramiken und CAD/cam-technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag.
190. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R. 1999. Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z, 54:545-550.
191. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. 2000. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z, 55:610-616.
192. Tinschert J, Schimmang A, Fischer H, Marx R. 1999a. Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z, 54:695-699.
193. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. 2004. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. Dent Mater, 20:364-369.
194. Touati P, Mira B, Nathanson T. Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. Urban und Fischer.
195. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. 2004. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. Dent Mater, 20:21-28.

-
196. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. 2003. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater*, 24:1787-1795.
 197. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. 2003. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomater*, 24:1809-1820.
 198. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. 2004. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater*, 20:80-87.
 199. Ulrich G, Herzog D, Liska R, Burtscher P, Moszner N. 2004. Photoinitiators with Functional Groups.VII: Covalently bonded Camphorquinone-Amines. *J. Polym Sci.,Part A:Polym. Chem*, 42:4948-4963.
 200. Vandiver PB. 1990. Alte Glasurtechniken. *Spektrum der Wissenschaft*, 98-107.
 201. Völkl L. 2001. Cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental. *Quintessenz*, 52:811-814.
 202. Watts DC, Amer O, Combe EC. 1984. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J*, 156:209-215.
 203. Warren K. 1990. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. *J Oral Reh*, 17:327-334.
 204. Weber H, Netuschil L. 1992. Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 47:278-281.
 205. Wissenschaftliche Dokumentation. 1997. IPS EMPRESS®. Forschung und Entwicklung. Wissenschaftlicher Dienst.
 206. Wohlwend A, Schärer P. 1990. Die Empress Technik. Ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten. *Quintessenz Zahntech*, 16(8):966-978.
 207. Wojtek R, Wernisch J, Wiederschwinger H. 1993. Vergleichende Untersuchungen hinsichtlich Aushärtzeit an lichthärtenden Komposit. *Z.Stomatol*, 90(4):187-201.
 208. Yearn JA. 1985. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J*, 35:218-225.
 209. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. 2002. Degree of polymerization of resin composites by different ligth sources. *J Oral Rehabilitation*, 29:1165-1173.

9 Anhang

Tabellenanhang

Tab. 5: Eigenfestigkeit Bifix DC

		VS	StAW	RS	StAW
Trilight 20 s	sofort	37,2	1,5	35,3	1,0
	nach 24 h	45,1	0,6	44,6	0,6
	nach 30 d	54,6	0,2	52,5	0,2
Bluephase 20 s	sofort	36,9	1,0	36,4	1,1
	nach 24 h	58,2	1,0	57,4	1,2
	nach 30 d	65,6	0,3	65,2	0,3
Astralis 20 s	sofort	40,2	0,9	39,0	0,3
	nach 24 h	56,9	0,9	56,6	1,0
	nach 30 d	69,2	0,3	67,7	0,3
Freelight 20 s	sofort	36,5	0,7	35,8	0,9
	nach 24 h	47,7	0,9	46,5	0,3
	nach 30 d	56,8	0,2	55,9	0,2
Crealight 10 s	sofort	47,2	1,1	43,1	0,8
	nach 24 h	55,8	0,9	54,9	0,8
	nach 30 d	61,8	0,3	61,5	0,3

Tab. 6: Eigenfestigkeit Rely X

		VS	StAW	RS	StAW
Trilight 20 s	sofort	24,8	0,5	24,7	0,2
	nach 24 h	45,2	1,4	43,3	1,1
	nach 30 d	54,3	0,2	51,0	1,4
Bluephase 20 s	sofort	21,2	0,3	20,8	0,1
	nach 24 h	35,6	0,5	35,3	0,9
	nach 30 d	52,8	0,2	52,0	0,2
Astralis 20 s	sofort	23,9	1,0	23,7	0,3
	nach 24 h	38,6	0,9	37,5	1,0
	nach 30 d	48,3	0,2	47,8	0,2
Freelight 20 s	sofort	24,3	1,0	24,0	0,6
	nach 24 h	31,1	0,5	30,7	0,2
	nach 30 d	48,9	0,2	48,1	0,2
Crealight 10 s	sofort	29,3	0,5	28,6	0,7
	nach 24 h	35,8	0,4	35,4	0,2
	nach 30 d	43,6	0,1	41,9	0,1

Tab. 7: Eigenfestigkeit Vario Link II

		VS	StAW	RS	StAW
Trilight 20 s	sofort	27,6	0,3	27,4	0,5
	nach 24 h	40,8	0,7	40,6	0,5
	nach 30 d	52,0	0,2	51,0	0,2
Bluephase 20 s	sofort	28,0	0,8	27,5	0,5
	nach 24 h	46,1	0,4	42,8	0,5
	nach 30 d	57,6	0,2	57,3	0,2
Astralis 20 s	sofort	29,7	0,6	29,2	0,6
	nach 24 h	42,7	0,8	41,9	1,0
	nach 30 d	55,4	0,2	53,8	0,2
Freelight 20 s	sofort	30,0	1,5	29,9	0,6
	nach 24 h	42,5	1,5	41,6	1,4
	nach 30 d	56,7	0,2	55,9	0,2
Crealight 10 s	sofort	47,8	1,1	47,6	0,4
	nach 24 h	35,8	0,4	35,4	0,2
	nach 30 d	57,3	0,2	55,1	0,2

Tab. 8: Eigenfestigkeit Grandio Flow

		VS	StAW	RS	StAW
Trilight 20 s	sofort	45,3	0,8	44,0	0,3
	nach 24 h	54,9	1,0	54,4	0,9
	nach 30 d	59,4	0,3	57,9	0,2
Bluephase 20 s	sofort	44,9	0,8	43,8	0,5
	nach 24 h	54,2	1,1	53,9	0,3
	nach 30 d	58,2	0,2	57,9	0,2
Astralis 20 s	sofort	44,3	0,4	44,1	0,5
	nach 24 h	52,8	0,5	51,7	0,3
	nach 30 d	56,5	0,2	55,9	0,2
Freelight 20 s	sofort	52,3	0,8	51,8	0,5
	nach 24 h	58,9	0,4	57,5	0,5
	nach 30 d	65,9	0,3	65,5	0,3
Crealight 10 s	sofort	42,9	0,8	42,5	0,7
	nach 24 h	49,2	0,6	49,2	0,3
	nach 30 d	51,3	0,2	50,8	0,2

Tab. 9: Eigenfestigkeit Tetric Flow

		VS	StAW	RS	StAW
Trilight 20 s	sofort	16,1	0,6	16,2	0,1
	nach 24 h	30,7	0,7	30,7	1,0
	nach 30 d	41,2	0,1	40,5	0,1
Bluephase 20 s	sofort	23,4	0,7	22,9	0,8
	nach 24 h	33,1	0,2	33,0	0,5
	nach 30 d	41,9	0,1	40,0	0,1
Astralis 20 s	sofort	23,0	0,7	22,0	0,9
	nach 24 h	32,9	0,5	32,1	0,4
	nach 30 d	43,6	0,1	41,4	0,1
Freelight 20 s	sofort	17,8	0,4	17,2	0,3
	nach 24 h	33,0	0,5	31,8	0,5
	nach 30 d	44,5	0,1	42,2	0,1
Crealight 10 s	sofort	21,3	0,8	20,9	1,0
	nach 24 h	32,1	0,7	32,4	0,7
	nach 30 d	42,1	0,1	41,4	0,1

Tab. 10: Eigenfestigkeit Calibra

		VS	StAW	RS	StAW
Trilight 20 s	sofort	15,2	0,1	15,1	0,1
	nach 24 h	24,9	0,6	24,8	0,4
	nach 30 d	32,7	0,1	29,5	0,1
Bluephase 20 s	sofort	21,1	0,3	23,1	1,4
	nach 24 h	30,1	0,9	28,5	0,6
	nach 30 d	38,9	0,1	37,8	0,1
Astralis 20 s	sofort	26,1	0,9	28,5	0,7
	nach 24 h	36,4	0,8	35,7	0,9
	nach 30 d	40,2	0,1	38,7	0,1
Freelight 20 s	sofort	22,6	1,0	22,9	0,6
	nach 24 h	31,1	0,5	30,7	0,2
	nach 30 d	40,9	0,1	41,2	0,1
Crealight 10 s	sofort	36,2	1,4	36,3	1,4
	nach 24 h	42,5	1,0	41,8	0,4
	nach 30 d	46,1	0,2	45,7	0,2

Tab. 11: Bifix DC, Lava ungefärbt

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Freelight	sofort	21,7	0,8	20,9	0,9
20 s	nach 24 h	34,7	0,9	34,6	0,7
	nach 30 d	40,0	0,1	38,7	0,1
1mm, Freelight 20 s	sofort	14,2	0,2	13,2	0,6
	nach 24 h	24,8	0,8	23,7	0,8
	nach 30 d	31,2	0,1	30,6	0,1
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	17,1	0,5	16,3	0,5
	nach 24 h	24,5	1,0	24,0	0,7
	nach 30 d	27,4	0,1	26,7	0,1
1mm, Trilight 20 s	sofort	14,2	0,8	13,3	1,1
	nach 24 h	18,9	0,5	18,3	0,5
	nach 30 d	24,3	0,1	23,8	0,1
0,5mm, Crealight	sofort	16,0	0,7	15,6	0,1
10 s	nach 24 h	23,4	0,6	22,4	0,7
	nach 30 d	24,9	0,1	24,7	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	12,2	1,9	11,1	1,0
	nach 24 h	16,8	1,2	15,8	1,2
	nach 30 d	19,3	0,1	18,8	0,1

Tab. 12: Bifix DC, Lava FS 3

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Freelight	sofort	20,8	1,0	20,0	0,7
20 s	nach 24 h	31,0	0,8	30,0	1,0
	nach 30 d	35,0	0,1	33,7	0,1
1mm, Freelight 20 s	sofort	13,5	0,7	12,4	1,0
	nach 24 h	24,8	0,5	23,5	0,9
	nach 30 d	29,4	0,1	28,9	0,1
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	16,1	0,9	15,3	0,9
	nach 24 h	23,7	1,0	22,9	0,9
	nach 30 d	25,6	0,1	24,9	0,1
1mm, Trilight 20 s	sofort	12,6	0,5	11,9	0,7
	nach 24 h	17,5	0,4	16,6	0,3
	nach 30 d	22,7	0,1	22,2	0,1
0,5mm, Crealight	sofort	13,8	0,5	12,8	1,0
10 s	nach 24 h	21,9	0,4	20,8	0,6
	nach 30 d	24,9	0,1	24,7	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	10,6	0,8	9,3	0,2
	nach 24 h	15,0	1,0	13,7	0,3
	nach 30 d	16,7	0,1	16,1	0,1

Tab. 13: Bifix DC, Empress 2 A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	13,2	1,0	11,1	1,1
	nach 24 h	18,8	1,0	17,2	1,1
	nach 30 d	22,1	0,1	21,0	0,1
4mm, Freelight 60 s	sofort	11,8	0,5	10,2	1,1
	nach 24 h	16,1	1,0	15,1	0,6
	nach 30 d	16,9	0,1	16,7	0,1
2mm, Trilight 40 s	sofort	16,6	1,0	16,0	0,6
	nach 24 h	26,6	0,5	26,6	0,8
	nach 30 d	27,8	0,1	27,6	0,1
4mm, Trilight 80 s	sofort	12,4	1,1	12,1	0,5
	nach 24 h	16,3	0,8	15,4	0,9
	nach 30 d	17,0	0,1	16,9	0,1
2mm, Crealight 20 s	sofort	19,2	0,6	18,5	0,9
	nach 24 h	27,5	0,7	25,9	0,6
	nach 30 d	35,0	0,1	34,2	0,1
4mm, Crealight 30 s	sofort	10,5	1,5	10,0	0,5
	nach 24 h	13,8	0,9	12,8	0,7
	nach 30 d	16,3	0,1	15,7	0,1

Tab. 14: Bifix DC, Empress 2 A3,5

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 40 s	sofort	14,0	0,6	13,6	0,9
	nach 24 h	16,1	0,8	15,6	0,7
	nach 30 d	20,7	0,1	19,3	0,1
4mm, Freelight 80 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Trilight 40 s	sofort	5,8	1,2	4,5	0,3
	nach 24 h	12,5	0,6	11,4	0,4
	nach 30 d	13,4	0,1	12,9	0,1
4mm, Trilight 80 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 20 s	sofort	11,6	0,2	10,5	0,5
	nach 24 h	15,9	0,6	14,1	0,3
	nach 30 d	16,6	0,1	15,0	0,1
4mm, Crealight 50 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.

Tab. 15: Bifix DC, ProCad A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	18,6	1,0	16,7	0,5
	nach 24 h	23,2	1,0	20,3	0,8
	nach 30 d	28,5	0,1	27,3	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	16,0	0,4	15,0	0,2
	nach 24 h	20,9	0,8	20,0	0,8
	nach 30 d	24,8	0,1	23,8	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	13,1	0,7	12,4	0,8
	nach 24 h	18,0	0,7	17,8	0,5
	nach 30 d	21,8	0,1	21,8	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	15,6	0,9	15,2	1,0
	nach 24 h	21,9	0,7	20,8	0,9
	nach 30 d	26,8	0,1	26,0	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	13,1	0,3	12,3	0,3
	nach 24 h	17,8	0,7	16,8	0,7
	nach 30 d	21,0	0,1	20,0	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	13,5	1,0	12,9	0,9
	nach 24 h	22,4	0,9	20,6	0,9
	nach 30 d	24,2	0,1	23,5	0,1

Tab. 16: Bifix DC, ProCad A3

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	15,2	1,1	14,3	0,7
	nach 24 h	21,0	1,1	19,4	1,2
	nach 30 d	25,4	0,1	24,2	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	13,2	0,9	12,8	0,3
	nach 24 h	18,3	0,7	17,8	0,9
	nach 30 d	19,8	0,1	19,5	0,1
2mm, Trilight 40 s	sofort	18,9	0,6	18,6	0,8
	nach 24 h	28,8	0,7	27,2	1,1
	nach 30 d	33,8	0,1	33,0	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	15,3	0,6	16,0	1,0
	nach 24 h	21,8	1,0	20,7	0,9
	nach 30 d	23,6	0,1	23,1	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	12,1	0,4	11,5	0,2
	nach 24 h	16,0	0,5	15,3	0,8
	nach 30 d	20,2	0,1	19,6	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	12,9	0,2	12,4	0,8
	nach 24 h	20,1	0,8	19,0	0,6
	nach 30 d	22,9	0,1	21,8	0,1

Tab. 17: Bifix DC, Empress 2, Lava, ProCad

		VS	StAW	RS	StAW
Bifix DC, Empress2; A3,5; 2mm, Bluephase 40 s	sofort	9,3	0,3	7,1	0,1
	nach 24 h	15,0	1,1	11,8	1,0
	nach 30 d	20,6	0,1	20,6	0,1
Bifix DC, Empress2; A3,5; 2mm, Astralis 40 s	sofort	13,9	0,2	12,0	1,2
	nach 24 h	18,7	1,5	15,7	0,2
	nach 30 d	23,5	0,1	19,5	0,1
Bifix DC, Lava FS3; 1mm, Bluephase 20 s	sofort	14,5	1,1	14,3	0,8
	nach 24 h	22,9	1,9	22,0	1,2
	nach 30 d	29,3	0,1	27,5	0,1
Bifix DC, Lava FS3; 1mm, Astralis 20 s	sofort	13,9	1,6	11,2	1,4
	nach 24 h	17,4	1,6	16,6	1,5
	nach 30 d	33,7	0,1	27,9	0,1
Bifix DC, ProCad A3; 2mm, Astralis 20 s	sofort	19,4	0,9	19,0	0,8
	nach 24 h	25,7	1,5	25,6	1,1
	nach 30 d	30,4	0,1	28,9	0,1
Bifix DC, ProCad A3; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	13,3	1,1	13,0	0,2
	nach 24 h	16,3	0,9	15,8	1,0
	nach 30 d	20,6	0,1	20,2	0,1

Tab. 18: Rely X Arc, Lava ungefärbt

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Freelight 20 s	sofort	24,4	0,9	24,7	0,8
	nach 24 h	43,3	3,1	42,1	1,2
	nach 30 d	49,6	0,2	49,6	0,2
1mm, Freelight 20 s	sofort	20,5	0,8	21,4	0,6
	nach 24 h	41,8	1,1	41,3	0,1
	nach 30 d	48,7	0,2	48,2	0,1
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	20,7	0,3	21,1	0,2
	nach 24 h	42,8	1,1	42,8	1,6
	nach 30 d	46,1	0,2	46,1	0,2
1mm, Trilight 20 s	sofort	18,7	0,6	18,1	0,7
	nach 24 h	40,0	0,7	40,4	0,8
	nach 30 d	45,1	0,3	45,9	0,1
0,5 mm, Crealight 10 s	sofort	18,2	0,4	18,1	0,2
	nach 24 h	39,6	1,2	35,3	0,8
	nach 30 d	47,6	0,2	46,1	0,2
1mm, Crealight 10 s	sofort	17,2	0,3	17,3	0,9
	nach 24 h	39,9	1,4	36,0	2,2
	nach 30 d	47,0	0,4	45,5	0,4

Tab. 19: Rely X Arc, Lava FS 3

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Freelight	sofort	21,7	0,9	21,4	0,7
20 s	nach 24 h	42,0	1,2	41,2	1,5
	nach 30 d	48,3	0,2	47,8	0,2
1mm, Freelight 20 s	sofort	19,5	0,2	20,5	0,4
	nach 24 h	41,0	0,9	40,1	1,8
	nach 30 d	47,2	0,2	45,9	0,3
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	18,7	0,3	18,8	0,5
	nach 24 h	40,4	1,6	38,6	1,5
	nach 30 d	46,1	0,2	45,3	0,2
1mm, Trilight 20 s	sofort	18,1	0,7	17,7	0,8
	nach 24 h	38,2	0,6	37,5	0,2
	nach 30 d	43,8	0,5	44,1	0,2
0,5 mm, Crealight	sofort	17,2	0,8	17,1	0,7
10 s	nach 24 h	39,6	1,8	35,5	0,6
	nach 30 d	47,6	0,2	47,4	0,2
1mm, Crealight 10 s	sofort	16,8	0,3	16,9	0,5
	nach 24 h	39,2	2,4	35,6	1,1
	nach 30 d	46,1	0,2	45,9	0,1

Tab. 20: Rely X Arc, Empress 2 A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	20,6	0,4	20,2	1,0
	nach 24 h	41,6	1,1	40,9	1,8
	nach 30 d	46,1	0,2	45,1	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	17,7	0,8	17,6	1,4
	nach 24 h	32,1	1,9	31,7	2,4
	nach 30 d	44,9	0,1	43,6	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	18,6	0,3	17,9	0,2
	nach 24 h	39,8	1,2	38,3	0,9
	nach 30 d	45,9	0,2	44,0	0,1
4mm, Trilight 40 s	sofort	18,3	0,4	17,6	0,5
	nach 24 h	34,2	0,9	33,0	0,9
	nach 30 d	42,6	0,1	41,9	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	17,9	0,6	17,5	0,3
	nach 24 h	39,4	1,6	37,5	1,3
	nach 30 d	42,5	0,6	40,9	0,3
4mm, Crealight 20 s	sofort	17,8	0,5	17,6	0,2
	nach 24 h	39,0	1,5	38,7	0,3
	nach 30 d	39,2	0,1	38,2	0,1

Tab. 21: Rely X Arc, Empress 2 A3,5

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	14,2	0,2	13,7	1,4
	nach 24 h	35,8	0,4	34,2	1,0
	nach 30 d	37,0	0,1	35,6	0,1
4mm, Freelight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Trilight 20 s	sofort	14,4	0,7	14,1	0,3
	nach 24 h	34,8	0,4	32,8	0,7
	nach 30 d	39,6	0,2	39,4	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 10 s	sofort	13,7	0,3	12,6	0,7
	nach 24 h	33,4	0,8	30,2	0,8
	nach 30 d	36,7	0,2	36,2	0,2
4mm, Crealight 40 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.

Tab. 22: Rely X Arc, ProCad A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	20,1	1,6	21,8	0,6
	nach 24 h	40,4	1,5	39,5	2,0
	nach 30 d	51,0	0,9	50,1	0,2
4mm, Freelight 40 s	sofort	19,9	0,7	19,8	0,2
	nach 24 h	37,8	1,2	37,5	1,8
	nach 30 d	48,5	0,2	47,4	0,2
2mm, Trilight 20 s	sofort	19,9	0,2	21,2	0,5
	nach 24 h	40,6	2,5	38,8	0,4
	nach 30 d	52,5	0,5	50,1	0,2
4mm, Trilight 40 s	sofort	17,7	0,9	19,8	0,6
	nach 24 h	36,5	0,8	35,5	1,1
	nach 30 d	48,9	0,2	46,3	0,2
2mm, Crealight 10 s	sofort	17,4	1,0	18,3	0,3
	nach 24 h	37,9	0,3	37,7	2,2
	nach 30 d	49,1	0,1	47,0	0,5
4mm, Crealight 20 s	sofort	17,3	0,4	17,8	0,6
	nach 24 h	40,4	0,6	40,2	1,6
	nach 30 d	51,3	0,2	49,9	0,2

Tab. 23: Rely X Arc, ProCad A3

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	19,7	0,6	20,7	0,3
	nach 24 h	39,7	1,4	38,0	1,1
	nach 30 d	50,1	0,4	48,3	0,2
4mm, Freelight 40 s	sofort	19,0	0,9	18,1	0,4
	nach 24 h	37,1	1,6	36,3	1,5
	nach 30 d	47,0	0,2	46,1	0,2
2mm, Trilight 20 s	sofort	19,5	0,4	19,9	0,3
	nach 24 h	39,1	0,7	37,8	1,1
	nach 30 d	51,3	0,4	49,2	0,2
4mm, Trilight 40 s	sofort	17,3	0,6	18,0	0,7
	nach 24 h	35,4	2,0	35,1	1,0
	nach 30 d	48,5	0,2	46,1	0,2
2mm, Crealight 10 s	sofort	17,6	0,1	17,3	0,4
	nach 24 h	37,5	1,1	35,5	0,2
	nach 30 d	45,1	0,3	44,0	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	17,6	0,1	19,3	0,4
	nach 24 h	38,8	0,9	38,7	0,7
	nach 30 d	50,2	0,2	49,2	0,2

Tab. 24: Rely X Arc, Empress 2, Lava, ProCad

		VS	StAW	RS	StAW
RelyX Arc A1 (nur Base), Empress2; A3,5; 2mm, Astralis 20 s	sofort	18,6	1,3	18,9	1,0
	nach 24 h	41,2	1,6	39,6	1,6
	nach 30 d	46,6	0,2	45,9	0,2
RelyX Arc A1 (nur Base), Empress2; A3,5; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	15,4	0,5	15,1	0,3
	nach 24 h	36,0	1,8	35,8	0,5
	nach 30 d	41,7	0,1	41,0	0,1
RelyX Arc A1 (nur Base), Lava FS3; 1mm,Astralis 20 s	sofort	21,7	0,4	21,6	1,2
	nach 24 h	41,7	0,9	40,9	0,6
	nach 30 d	48,1	0,2	48,9	0,2
RelyX Arc A1 (nur Base), Lava FS3; 1mm, Bluephase 20s	sofort	18,5	0,3	18,7	0,4
	nach 24 h	41,3	0,7	41,6	1,0
	nach 30 d	48,9	0,2	48,3	0,2
RelyX Arc A1 (nur Base), Cerec A3; 2mm,Astralis 20 s	sofort	21,5	0,5	21,1	1,2
	nach 24 h	41,7	1,0	39,7	1,1
	nach 30 d	47,8	0,2	46,8	0,3
RelyX Arc A1 (nur Base), Cerec A3; 2mm,Bluephase20s	sofort	21,4	0,6	20,8	1,1
	nach 24 h	41,4	0,9	38,5	0,9
	nach 30 d	47,3	0,4	46,0	0,4

Tab. 25: Vario Link II, Lava ungefärbt

		VS	StAW	RS	StAW
0,5 mm, Freelight	sofort	23,0	1,5	23,1	1,9
20 s	nach 24 h	42,7	1,4	43,0	1,1
	nach 30 d	56,2	0,2	55,6	0,2
1mm, Freelight 20 s	sofort	19,1	0,4	19,3	2,1
	nach 24 h	41,9	0,6	40,7	0,8
	nach 30 d	53,0	0,5	52,8	0,2
0,5 mm, Trilight	sofort	22,5	1,2	21,0	0,7
20 s	nach 24 h	43,8	1,7	42,7	0,8
	nach 30 d	52,5	0,2	49,9	0,2
1mm, Trilight 20 s	sofort	18,1	0,6	19,4	0,7
	nach 24 h	40,6	0,2	40,5	0,4
	nach 30 d	50,8	0,2	49,6	0,2
0,5 mm, Crealight	sofort	20,4	1,0	19,6	0,6
10 s	nach 24 h	42,4	1,7	41,6	0,4
	nach 30 d	53,3	0,2	51,8	0,2
1mm, Crealight 10 s	sofort	18,6	0,4	18,5	0,7
	nach 24 h	40,6	0,4	40,2	1,7
	nach 30 d	51,0	0,2	50,1	0,2

Tab. 26: Vario Link II, Lava FS 3

		VS	StAW	RS	StAW
0,5 mm, Freelight	sofort	19,2	0,8	19,2	0,5
20 s	nach 24 h	41,5	1,0	40,4	1,6
	nach 30 d	55,1	0,2	54,3	0,2
1mm, Freelight 20 s	sofort	17,1	0,7	19,2	0,4
	nach 24 h	40,9	0,6	40,0	0,7
	nach 30 d	52,0	0,2	50,6	0,2
0,5 mm, Trilight	sofort	18,0	0,8	18,2	0,8
20 s	nach 24 h	39,4	1,4	39,8	1,2
	nach 30 d	50,3	0,2	47,8	0,2
1mm, Trilight 20 s	sofort	15,2	1,4	14,2	1,0
	nach 24 h	38,8	1,1	37,4	0,4
	nach 30 d	48,5	0,2	46,1	0,2
0,5 mm, Crealight	sofort	18,1	0,7	17,7	0,3
10 s	nach 24 h	41,9	1,0	40,5	0,5
	nach 30 d	52,0	0,2	50,1	0,2
1mm, Crealight 10 s	sofort	16,3	1,5	17,8	1,2
	nach 24 h	41,0	0,9	40,1	1,0
	nach 30 d	49,2	0,2	48,3	0,2

Tab. 27: Vario Link II, Empress 2 A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	17,2	0,4	16,8	0,1
	nach 24 h	39,7	0,3	37,7	1,3
	nach 30 d	48,1	0,2	47,4	0,2
4mm, Freelight 40 s	sofort	14,0	0,1	13,4	0,3
	nach 24 h	34,0	1,7	32,3	1,0
	nach 30 d	43,2	0,1	42,3	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	15,6	0,5	15,9	1,3
	nach 24 h	36,8	1,7	36,1	1,7
	nach 30 d	45,9	0,2	45,1	0,1
4mm, Trilight 40 s	sofort	14,2	0,5	14,3	0,5
	nach 24 h	30,5	1,2	29,9	1,2
	nach 30 d	40,4	0,1	39,2	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	16,6	1,0	16,9	1,1
	nach 24 h	39,1	1,2	36,8	1,5
	nach 30 d	49,2	0,2	48,3	0,2
4mm, Crealight 20 s	sofort	16,3	0,4	16,5	0,5
	nach 24 h	31,6	1,0	29,1	0,9
	nach 30 d	40,4	0,1	39,5	0,1

Tab. 28: Vario Link II, Empress 2 A3,5

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	12,6	0,7	12,3	0,5
	nach 24 h	35,0	0,4	32,2	1,4
	nach 30 d	39,7	0,1	39,7	0,1
4mm, Freelight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Trilight 20 s	sofort	10,6	1,1	10,3	0,9
	nach 24 h	29,5	2,5	27,9	2,3
	nach 30 d	38,9	0,1	37,0	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 10 s	sofort	10,9	0,2	9,7	0,4
	nach 24 h	30,1	1,3	28,3	2,5
	nach 30 d	39,4	0,1	37,2	0,1
4mm, Crealight 40 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.

Tab. 29: Vario Link II, ProCad A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	20,1	0,4	19,9	0,6
	nach 24 h	40,5	1,4	40,1	2,8
	nach 30 d	54,0	0,2	52,8	0,2
4mm, Freelight 40 s	sofort	18,4	0,6	18,2	0,5
	nach 24 h	37,0	1,3	36,6	0,5
	nach 30 d	50,8	0,2	47,6	0,2
2mm, Trilight 20 s	sofort	16,7	0,5	16,2	1,0
	nach 24 h	37,1	3,0	36,8	0,4
	nach 30 d	47,8	0,2	45,7	0,2
4mm, Trilight 40 s	sofort	13,7	0,3	13,5	0,5
	nach 24 h	32,8	1,6	32,1	1,3
	nach 30 d	41,9	0,1	40,9	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	17,9	0,9	17,3	0,8
	nach 24 h	39,0	1,9	38,5	0,9
	nach 30 d	47,0	0,2	44,3	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	22,9	0,9	22,3	0,5
	nach 24 h	43,3	1,3	42,8	1,1
	nach 30 d	53,3	0,2	52,0	0,2

Tab. 30: Vario Link II, ProCad A3

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	18,1	1,6	17,0	1,6
	nach 24 h	40,2	0,5	38,3	1,0
	nach 30 d	48,9	0,2	48,9	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	15,8	0,9	14,9	0,4
	nach 24 h	36,3	1,0	34,8	0,7
	nach 30 d	42,9	0,1	41,9	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	16,0	0,4	15,9	0,5
	nach 24 h	40,0	1,4	38,2	2,3
	nach 30 d	48,5	0,4	47,8	0,2
4mm, Trilight 60 s	sofort	19,1	0,6	17,9	0,5
	nach 24 h	38,0	0,9	36,8	1,4
	nach 30 d	45,9	0,2	44,7	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	16,9	0,6	16,3	0,4
	nach 24 h	40,9	0,9	40,1	1,1
	nach 30 d	47,9	0,1	47,6	0,2
4mm, Crealight 20 s	sofort	21,0	0,6	20,5	0,5
	nach 24 h	41,9	0,9	41,5	1,3
	nach 30 d	51,8	0,2	50,3	0,2

Tab. 31: Vario Link II, Empress 2, Lava, ProCad

		VS	StAW	RS	StAW
Vario Link II A3, Empress2; A3,5; 2mm,Astralis 20 s	sofort	15,2	0,6	15,3	0,6
	nach 24 h	36,9	1,0	34,7	1,4
	nach 30 d	40,2	0,1	40,9	0,1
Vario Link II A3, Empress2; A3,5; 2mm,Bluephase 20 s	sofort	12,1	0,3	11,7	1,1
	nach 24 h	32,9	0,9	32,4	1,5
	nach 30 d	38,9	0,1	38,1	0,1
Vario Link II A3, Lava FS3; 1mm, Astralis 20 s	sofort	20,4	0,4	20,2	1,7
	nach 24 h	42,7	1,2	42,8	1,5
	nach 30 d	50,3	0,2	47,8	0,2
Vario Link II A3, Lava FS3; 1mm, Bluephase 20 s	sofort	18,3	0,5	18,4	0,7
	nach 24 h	42,2	1,4	40,4	0,7
	nach 30 d	49,2	0,2	47,8	0,2
Vario Link II A3, ProCad A3; 2mm, Astralis 20 s	sofort	19,9	0,9	19,9	0,5
	nach 24 h	42,3	1,6	41,3	1,0
	nach 30 d	51,0	0,2	50,3	0,2
Vario Link II A3, ProCad A3; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	18,2	0,2	18,1	0,6
	nach 24 h	40,2	1,9	40,0	2,0
	nach 30 d	48,1	0,2	46,8	0,2

Tab. 32: Grandio Flow, Lava ungefärbt

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Freelight 20 s	sofort	36,5	0,3	34,5	0,6
	nach 24 h	56,0	0,8	54,6	0,7
	nach 30 d	56,7	0,2	56,2	0,2
1mm, Freelight 20 s	sofort	31,9	0,9	31,7	1,0
	nach 24 h	51,6	1,7	50,4	0,7
	nach 30 d	52,5	0,2	52,0	0,2
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	33,2	0,5	28,9	1,1
	nach 24 h	54,4	1,0	52,8	0,6
	nach 30 d	56,7	0,2	55,4	0,2
1mm, Trilight 20 s	sofort	31,3	1,2	30,2	0,7
	nach 24 h	51,6	1,7	49,9	1,6
	nach 30 d	55,9	0,2	54,6	0,2
0,5mm, Crealight 10 s	sofort	23,7	0,6	22,3	1,8
	nach 24 h	40,7	0,8	40,2	1,0
	nach 30 d	46,6	0,2	44,7	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	21,3	1,0	20,5	0,9
	nach 24 h	38,2	1,4	37,5	1,1
	nach 30 d	45,5	0,2	43,4	0,1

Tab. 33: Grandio Flow, Lava FS 3

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Freelight 20 s	sofort	33,9	2,6	32,2	0,6
	nach 24 h	52,2	1,0	51,0	0,9
	nach 30 d	55,1	0,2	54,8	0,2
1mm, Freelight 20 s	sofort	28,0	1,8	27,7	1,2
	nach 24 h	47,4	2,4	47,0	2,0
	nach 30 d	49,9	0,2	48,5	0,2
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	28,9	0,8	27,6	0,2
	nach 24 h	54,0	0,9	52,3	0,2
	nach 30 d	55,6	0,2	54,0	0,2
1mm, Trilight 20 s	sofort	25,6	2,0	23,8	2,4
	nach 24 h	50,4	1,4	48,9	1,6
	nach 30 d	50,6	0,2	48,9	0,2
0,5mm, Crealight 10 s	sofort	22,3	0,7	19,5	0,8
	nach 24 h	39,3	1,9	37,7	1,4
	nach 30 d	44,5	0,1	42,8	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	17,4	1,2	15,9	0,8
	nach 24 h	36,3	0,9	34,5	1,3
	nach 30 d	40,2	0,1	38,7	0,1

Tab. 34: Grandio Flow, Empress 2 A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	33,2	0,3	31,1	1,0
	nach 24 h	50,5	0,5	48,1	0,5
	nach 30 d	55,6	0,2	53,0	0,2
4mm, Freelight 40 s	sofort	31,5	2,9	29,3	1,1
	nach 24 h	46,7	1,0	42,3	1,1
	nach 30 d	50,3	0,2	46,3	0,2
2mm, Trilight 20 s	sofort	24,9	0,8	24,9	0,9
	nach 24 h	44,4	0,6	42,7	1,0
	nach 30 d	48,7	0,2	47,0	0,2
4mm, Trilight 40 s	sofort	24,8	1,0	20,0	0,8
	nach 24 h	35,0	0,9	30,4	0,2
	nach 30 d	43,2	0,1	40,7	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	23,9	0,2	22,2	0,8
	nach 24 h	37,1	0,4	35,3	0,2
	nach 30 d	44,1	0,1	42,6	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	25,2	0,9	24,4	0,7
	nach 24 h	36,0	1,1	35,2	1,1
	nach 30 d	40,5	0,1	39,2	0,1

Tab. 35: Grandio Flow, Empress 2 A3,5

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	24,3	0,6	22,9	0,6
	nach 24 h	39,0	1,1	38,4	0,7
	nach 30 d	45,1	0,1	44,5	0,1
4mm, Freelight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Trilight 20 s	sofort	16,6	1,0	15,7	0,2
	nach 24 h	30,4	0,6	28,8	0,3
	nach 30 d	36,4	0,1	35,6	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 10 s	sofort	7,3	1,0	6,4	0,5
	nach 24 h	17,2	0,3	16,4	0,3
	nach 30 d	22,6	0,1	21,3	0,1
4mm, Crealight 40 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.

Tab. 36: Grandio Flow, ProCad A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	34,8	0,8	32,0	0,2
	nach 24 h	52,9	3,1	51,2	1,4
	nach 30 d	55,9	0,2	54,8	0,2
4mm, Freelight 20 s	sofort	25,0	0,5	24,4	0,3
	nach 24 h	46,1	0,7	43,0	1,2
	nach 30 d	48,3	0,2	45,3	0,2
2mm, Trilight 20 s	sofort	32,3	0,3	31,7	0,2
	nach 24 h	50,2	1,0	50,1	0,6
	nach 30 d	51,8	0,2	50,3	0,2
4mm, Trilight 20 s	sofort	21,0	0,9	19,8	0,7
	nach 24 h	38,5	0,9	35,5	1,1
	nach 30 d	41,0	0,1	39,5	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	25,1	1,0	22,3	0,7
	nach 24 h	44,1	1,1	42,0	0,6
	nach 30 d	50,1	0,2	47,0	0,2
4mm, Crealight 20 s	sofort	32,7	0,4	30,8	0,6
	nach 24 h	51,4	0,6	49,8	1,2
	nach 30 d	57,3	0,2	57,3	0,2

Tab. 37: Grandio Flow, ProCad A3

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	33,1	0,5	31,0	0,3
	nach 24 h	49,8	1,1	49,5	1,0
	nach 30 d	53,3	0,2	52,0	0,2
4mm, Freelight 20 s	sofort	21,8	1,1	20,8	0,8
	nach 24 h	39,4	1,1	33,5	0,5
	nach 30 d	43,4	0,1	40,2	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	30,3	0,7	30,0	0,7
	nach 24 h	49,4	0,8	48,2	0,6
	nach 30 d	50,6	0,2	49,6	0,2
4mm, Trilight 20 s	sofort	18,8	0,4	18,3	1,1
	nach 24 h	36,0	0,5	34,5	0,8
	nach 30 d	39,0	0,1	36,3	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	22,8	0,9	22,5	0,5
	nach 24 h	39,7	0,9	38,4	1,1
	nach 30 d	45,3	0,2	44,7	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	29,1	1,0	27,3	0,8
	nach 24 h	48,6	0,7	47,2	0,7
	nach 30 d	52,0	0,2	51,8	0,2

Tab. 38: Grandio Flow, Empress 2, Lava, ProCad

		VS	StAW	RS	StAW
Grandio Flow A3, Empress2; A3,5; 2mm,Astralis 20 s	sofort	30,6	0,6	28,6	0,712
	nach 24 h	45,5	0,9	44,9	0,991
	nach 30 d	55,1	0,2	53,8	0,259
Grandio Flow A3, Empress2; A3,5; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	27,7	0,7	26,7	0,433
	nach 24 h	41,2	0,9	39,6	0,660
	nach 30 d	47,8	0,2	47,2	0,213
Grandio Flow A3, Lava FS3; 1mm, Astralis 20 s	sofort	33,6	0,6	33,6	0,708
	nach 24 h	56,7	1,0	54,4	1,721
	nach 30 d	62,2	0,3	60,9	0,313
Grandio Flow A3, Lava FS3; 1mm, Bluephase 20 s	sofort	33,1	1,3	33,5	1,094
	nach 24 h	52,5	1,9	52,1	1,613
	nach 30 d	55,6	0,2	53,8	0,259
Grandio Flow A3,ProCad A3; 2mm, Astralis 20 s	sofort	37,2	1,4	37,8	0,998
	nach 24 h	55,8	1,8	55,8	1,113
	nach 30 d	62,8	0,3	61,5	0,317
Grandio Flow A3, ProCad A3; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	34,6	1,3	33,0	0,595
	nach 24 h	46,8	0,7	47,3	0,752
	nach 30 d	52,0	0,2	49,2	0,2

Tab. 39: Tetric Flow, Lava ungefärbt

		VS	StAW	RS	StAW
0,5 mm, Freelight 20 s	sofort	15,1	0,8	15,0	0,6
	nach 24 h	33,5	0,8	33,0	0,9
	nach 30 d	40,4	0,1	40,5	0,1
1mm, Freelight 20 s	sofort	13,9	0,8	13,8	0,2
	nach 24 h	30,6	0,6	30,4	0,7
	nach 30 d	35,3	0,1	34,6	0,1
0,5 mm, Trilight 20 s	sofort	12,9	0,5	12,8	0,3
	nach 24 h	26,2	0,8	26,8	1,0
	nach 30 d	36,7	0,1	36,6	0,1
1mm, Trilight 20 s	sofort	11,9	0,7	11,8	0,3
	nach 24 h	24,9	1,9	24,9	0,4
	nach 30 d	35,0	0,1	34,6	0,1
0,5 mm, Crealight 10 s	sofort	16,5	0,5	16,4	0,4
	nach 24 h	32,6	0,6	32,2	0,7
	nach 30 d	39,7	0,1	37,2	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	14,3	0,3	14,1	0,3
	nach 24 h	30,3	1,8	30,2	0,9
	nach 30 d	38,7	0,1	36,0	0,1

Tab. 40: Tetric Flow, Lava FS 3

		VS	StAW	RS	StAW
0,5 mm, Freelight 20 s	sofort	14,1	0,7	13,8	0,8
	nach 24 h	32,1	0,9	32,0	1,1
	nach 30 d	38,7	0,1	38,1	0,1
1mm, Freelight 20 s	sofort	13,0	0,6	12,8	0,9
	nach 24 h	29,0	0,4	28,4	1,1
	nach 30 d	34,0	0,1	33,1	0,1
0,5 mm, Trilight 20 s	sofort	12,7	0,5	12,7	0,3
	nach 24 h	29,3	1,2	27,2	0,6
	nach 30 d	34,8	0,1	34,0	0,1
1mm, Trilight 20 s	sofort	11,1	0,3	10,8	0,8
	nach 24 h	27,1	0,3	24,1	0,1
	nach 30 d	32,7	0,1	32,2	0,1
0,5 mm, Crealight 10 s	sofort	14,0	0,7	13,9	0,6
	nach 24 h	30,3	0,9	29,5	1,6
	nach 30 d	38,1	0,1	37,0	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	12,1	0,2	12,0	0,8
	nach 24 h	28,3	0,9	27,0	1,0
	nach 30 d	37,0	0,1	36,4	0,1

Tab. 41: Tetric Flow, Empress 2 A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	11,7	0,7	12,2	1,0
	nach 24 h	27,1	0,9	26,9	1,5
	nach 30 d	34,5	0,1	34,5	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	8,3	0,9	8,2	1,1
	nach 24 h	23,0	1,3	22,1	1,1
	nach 30 d	30,6	0,1	29,6	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	10,1	0,6	10,1	0,2
	nach 24 h	27,6	0,8	25,0	0,8
	nach 30 d	32,3	0,1	29,3	0,1
4mm, Trilight 40 s	sofort	9,9	0,6	9,7	0,3
	nach 24 h	20,9	1,6	17,7	1,0
	nach 30 d	28,4	0,1	25,9	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	11,0	0,3	11,4	0,3
	nach 24 h	25,6	0,7	25,2	0,5
	nach 30 d	31,9	0,1	31,7	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	10,6	0,2	10,3	0,3
	nach 24 h	23,2	0,9	22,7	0,7
	nach 30 d	29,8	0,1	29,5	0,1

Tab. 42: Tetric Flow, Empress 2 A3,5

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	9,6	0,6	9,3	0,7
	nach 24 h	24,6	1,2	23,4	0,7
	nach 30 d	28,6	0,1	28,2	0,5
4mm, Freelight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Trilight 20 s	sofort	7,5	0,4	7,0	1,7
	nach 24 h	18,2	1,4	18,1	0,3
	nach 30 d	24,9	0,1	22,6	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 10 s	sofort	6,4	0,5	6,4	0,2
	nach 24 h	18,6	0,7	17,2	0,7
	nach 30 d	29,5	0,1	29,6	0,1
4mm, Crealight 40 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.

Tab. 43: Tetric Flow, ProCad A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	12,6	1,5	12,2	0,5
	nach 24 h	27,6	0,5	26,5	1,1
	nach 30 d	37,1	0,1	34,8	0,1
4mm, Freelight 60 s	sofort	15,2	0,3	14,9	0,6
	nach 24 h	23,0	0,4	22,2	0,4
	nach 30 d	30,6	0,1	29,6	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	12,8	1,4	12,0	0,8
	nach 24 h	27,5	0,9	26,9	0,3
	nach 30 d	34,9	0,1	34,4	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	14,4	0,3	13,4	1,2
	nach 24 h	30,3	0,9	29,4	1,7
	nach 30 d	41,9	0,1	40,4	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	13,2	0,2	12,7	0,9
	nach 24 h	25,7	1,2	24,8	0,8
	nach 30 d	32,7	0,1	31,9	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	13,3	0,8	12,9	1,2
	nach 24 h	29,3	1,0	28,3	0,4
	nach 30 d	36,4	0,1	35,3	0,1

Tab. 44: Tetric Flow, ProCad A3

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	12,7	1,1	12,3	1,0
	nach 24 h	26,6	0,6	25,4	0,5
	nach 30 d	34,0	0,1	32,7	0,1
4mm, Freelight 60 s	sofort	14,0	0,6	13,5	0,6
	nach 24 h	21,1	0,9	19,2	0,3
	nach 30 d	28,6	0,1	26,8	0,0
2mm, Trilight 20 s	sofort	11,5	0,6	10,7	0,3
	nach 24 h	23,7	1,1	22,7	1,1
	nach 30 d	28,7	0,1	28,3	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	11,7	0,4	10,8	0,3
	nach 24 h	25,8	1,0	25,1	0,9
	nach 30 d	35,5	0,1	34,5	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	11,7	0,4	11,0	0,7
	nach 24 h	23,6	1,4	23,2	0,8
	nach 30 d	31,7	0,1	30,9	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	12,7	0,3	11,6	0,8
	nach 24 h	27,7	1,3	25,5	1,4
	nach 30 d	34,1	0,1	34,0	0,1

Tab. 45: Tetric Flow, Empress 2, Lava, ProCad

		VS	StAW	RS	StAW
Tetric Flow A3, Empress2; A3,5; 2mm, Astralis 20 s	sofort	11,9	0,3	11,2	0,4
	nach 24 h	22,7	0,7	22,7	0,1
	nach 30 d	32,5	0,1	31,3	0,1
Tetric Flow A3, Empress2; A3,5; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	8,3	0,4	8,6	0,6
	nach 24 h	22,0	0,4	20,9	0,8
	nach 30 d	25,8	0,0	24,8	0,1
Tetric Flow A3, Lava FS3; 1mm, Astralis 20 s	sofort	14,3	0,9	14,7	1,5
	nach 24 h	29,3	0,6	29,3	1,1
	nach 30 d	37,2	0,1	36,6	0,1
Tetric Flow A3, Lava FS3; 1mm, Bluephase 20 s	sofort	15,0	0,4	15,0	0,5
	nach 24 h	27,3	1,4	26,4	1,1
	nach 30 d	36,4	0,1	35,5	0,1
Tetric Flow A3, ProCad A3; 2mm, Astralis 20 s	sofort	17,9	0,3	17,5	0,5
	nach 24 h	30,6	0,4	29,8	1,0
	nach 30 d	37,5	0,1	36,7	0,1
Tetric Flow A3, ProCad A3; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	15,1	0,7	14,7	0,1
	nach 24 h	28,4	0,8	28,0	0,7
	nach 30 d	36,2	0,1	35,7	0,1

Tab. 46: Calibra, Lava ungefärbt

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	9,2	0,5	8,4	0,7
	nach 24 h	22,2	1,1	19,8	0,9
	nach 30 d	24,6	0,1	24,1	0,1
1mm, Trilight 20 s	sofort	8,5	0,6	8,6	1,2
	nach 24 h	18,7	1,0	17,8	1,3
	nach 30 d	18,7	0,1	18,7	0,1
0,5mm, Freelight 20 s	sofort	11,0	0,3	10,6	0,4
	nach 24 h	25,6	0,9	25,1	0,7
	nach 30 d	28,7	0,1	26,9	0,1
1mm, Freelight 20 s	sofort	8,7	0,3	8,3	0,8
	nach 24 h	21,7	1,4	17,4	1,0
	nach 30 d	24,1	0,1	22,7	0,1
0,5mm, Crealight 10 s	sofort	11,2	0,4	11,2	0,1
	nach 24 h	18,3	1,1	18,1	0,6
	nach 30 d	23,3	0,1	23,0	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	8,1	0,2	7,6	0,6
	nach 24 h	16,4	1,3	15,4	0,5
	nach 30 d	18,8	0,1	18,4	0,1

Tab. 47: Calibra, Lava FS 3

		VS	StAW	RS	StAW
0,5mm, Trilight 20 s	sofort	8,7	0,6	8,8	0,5
	nach 24 h	20,0	1,4	18,2	1,0
	nach 30 d	23,8	0,5	23,4	0,7
1mm, Trilight 20 s	sofort	6,9	0,6	6,6	0,6
	nach 24 h	13,5	0,8	12,6	0,9
	nach 30 d	17,7	0,1	17,3	0,1
0,5mm, Freelight 20 s	sofort	10,4	0,4	9,3	0,3
	nach 24 h	21,1	1,3	19,4	0,6
	nach 30 d	25,5	0,1	23,2	0,1
1mm, Freelight 20 s	sofort	8,0	0,2	7,2	0,2
	nach 24 h	18,5	1,3	18,2	0,5
	nach 30 d	20,2	0,1	19,0	0,1
0,5mm, Crealight 10 s	sofort	8,8	0,5	7,8	1,5
	nach 24 h	16,8	0,6	15,7	0,7
	nach 30 d	22,2	0,1	21,0	0,1
1mm, Crealight 10 s	sofort	6,8	0,3	5,6	0,3
	nach 24 h	12,7	1,6	12,3	0,8
	nach 30 d	15,9	0,1	15,5	0,1

Tab. 48: Calibra, Empress 2 A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	8,2	0,6	7,5	1,1
	nach 24 h	13,6	0,9	12,2	0,7
	nach 30 d	20,4	0,1	18,6	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	5,0	0,3	5,9	0,7
	nach 24 h	6,6	0,7	5,8	0,3
	nach 30 d	7,7	0,1	7,5	0,1
2mm, Trilight 40 s	sofort	8,3	0,5	8,5	0,7
	nach 24 h	16,8	0,7	15,4	1,0
	nach 30 d	18,0	0,1	17,8	0,1
4mm, Trilight 80 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 20 s	sofort	6,8	0,5	6,7	1,0
	nach 24 h	17,0	0,6	16,6	1,0
	nach 30 d	20,0	0,1	19,6	0,1
4mm, Crealight 40 s	sofort	8,6	1,7	8,2	0,8
	nach 24 h	14,2	1,0	12,3	0,8
	nach 30 d	20,1	0,1	18,4	0,1

Tab. 49: Calibra, Empress 2 A3,5

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 60 s	sofort	8,2	1,2	8,1	1,2
	nach 24 h	18,4	0,8	17,8	0,9
	nach 30 d	21,8	0,1	19,6	0,1
4mm, Freelight 100 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Trilight 60 s	sofort	6,8	0,3	6,1	1,2
	nach 24 h	13,3	1,1	13,2	1,0
	nach 30 d	18,2	0,1	17,4	0,1
4mm, Trilight 100 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
2mm, Crealight 30 s	sofort	8,9	1,1	7,8	0,4
	nach 24 h	20,1	0,9	16,4	1,1
	nach 30 d	23,7	0,1	21,8	0,1
4mm, Crealight 100 s	sofort	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 24 h	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.
	nach 30 d	n.M.	n.M.	n.M.	n.M.

Tab. 50: Calibra, ProCad A1

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 20 s	sofort	8,6	0,6	8,7	0,2
	nach 24 h	18,4	0,6	18,3	0,1
	nach 30 d	22,8	0,1	22,3	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	10,0	0,9	8,5	1,2
	nach 24 h	19,3	0,9	19,1	0,8
	nach 30 d	24,9	0,1	23,5	0,1
2mm, Trilight 20 s	sofort	7,4	0,2	6,3	0,1
	nach 24 h	9,8	1,0	8,1	1,1
	nach 30 d	11,0	0,1	11,0	0,1
4mm, Trilight 40 s	sofort	7,8	1,2	6,7	0,6
	nach 24 h	12,3	1,0	11,6	1,0
	nach 30 d	12,9	0,1	12,2	0,1
2mm, Crealight 10 s	sofort	7,3	0,3	6,8	1,1
	nach 24 h	12,3	1,3	12,1	0,9
	nach 30 d	13,0	0,1	12,6	0,1
4mm, Crealight 20 s	sofort	6,8	0,2	6,4	0,6
	nach 24 h	14,5	0,9	12,9	0,6
	nach 30 d	18,4	0,1	17,7	0,1

Tab. 51: Calibra, ProCad A3

		VS	StAW	RS	StAW
2mm, Freelight 40 s	sofort	13,2	0,4	12,5	0,9
	nach 24 h	28,2	1,1	28,2	1,2
	nach 30 d	33,3	0,1	31,3	0,1
4mm, Freelight 40 s	sofort	7,9	0,7	7,3	0,8
	nach 24 h	17,3	1,1	16,3	0,7
	nach 30 d	24,0	0,1	22,2	0,0
2mm, Trilight 40 s	sofort	10,6	0,5	9,9	0,7
	nach 24 h	23,1	0,5	22,7	0,5
	nach 30 d	26,5	0,1	26,0	0,1
4mm, Trilight 60 s	sofort	6,9	0,3	6,1	0,5
	nach 24 h	12,3	0,3	12,3	1,0
	nach 30 d	19,5	0,1	18,5	0,1
2mm, Crealight 20 s	sofort	12,0	1,1	11,8	0,6
	nach 24 h	26,7	0,7	25,4	0,9
	nach 30 d	31,9	0,1	31,4	0,1
4mm, Crealight 30 s	sofort	10,4	1,0	9,5	0,3
	nach 24 h	18,7	1,1	17,6	0,9
	nach 30 d	26,0	0,1	25,6	0,1

Tab. 52: Calibra, Empress 2, Lava, ProCad

		VS	StAW	RS	StAW
Calibra(medium), Empress2; A3,5; 2mm, Bluephase 40 s	sofort	7,8	0,3	7,5	0,3
	nach 24 h	17,8	1,2	16,6	1,9
	nach 30 d	18,9	0,1	19,5	0,1
Calibra(medium), Empress2; A3,5; 2mm, Astralis 20 s	sofort	4,3	1,1	5,5	0,2
	nach 24 h	6,3	0,8	6,0	0,9
	nach 30 d	9,8	0,1	10,1	0,1
Calibra(medium), Lava FS3; 1mm, Bluephase 20 s	sofort	9,6	0,4	11,1	1,3
	nach 24 h	21,3	0,5	21,1	1,5
	nach 30 d	21,4	0,1	21,2	0,1
Calibra(medium), Lava FS3; 1mm, Astralis 20 s	sofort	9,0	0,6	8,4	0,8
	nach 24 h	17,9	0,8	15,0	0,2
	nach 30 d	20,5	0,1	19,5	0,1
Calibra(medium), Cerec A3; 2mm, Bluephase 20 s	sofort	9,5	0,2	9,1	0,1
	nach 24 h	17,7	1,2	17,6	0,5
	nach 30 d	22,8	0,1	21,5	0,1
Calibra(medium), Cerec A3; 2mm, Astralis 20 s	sofort	8,5	0,7	9,2	1,0
	nach 24 h	20,3	0,4	16,5	1,1
	nach 30 d	22,0	0,1	21,2	0,1

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name, Vorname: Bernuth, Stefan
Geburtsdatum: 31. Oktober 1982
Geburtsort: Gotha
Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung:

09/ 1989 – 07/ 1993 Christoph-Martin-Wieland Schule, Weimar
09/ 1993 – 07/ 2001 Friedrich-Schiller-Gymnasium, Weimar
2001 Erwerb der allgemeinen Hochschulreife (Abitur)

Wehrdienst:

10/ 2001 – 8/ 2002 Transportbataillon Henne-Kaserne, Erfurt

Studium:

10/ 2002 – 12/ 2007 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität, Jena
18.12.2007 Staatsexamen der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität, Jena
08.01.2008 Approbation zum Zahnarzt

Berufliche Tätigkeit:

01.04.2008 – 30.11.2009 Assistenz Zahnarzt in Limbach-Oberfrohna/
Sachsen
01.12.2009 - 31.03.2010 Assistenz Zahnarzt in Mainz/Rheinland-Pfalz
seit 01.04.2010 Zahnarzt in Mainz/Rheinland-Pfalz

Jena, den 29.10.2010

Danksagung

Großer Dank gilt Frau Oberärztin Dr. Monika Schmidt für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas sowie für alle gewährte Unterstützung während des gesamten Promotionsverfahrens.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. Angelika Rzanny, Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, für ihre Beratung und ihre Hilfe in allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Ebenso möchte ich Herrn Dr. Roland Göbel und Herrn Mario Fachet, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, meinen Dank aussprechen.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, vor allem meiner Mutter und meiner Partnerin Silvia, für ihre kraftspendende Unterstützung.

Jena, den 29.10.2010

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Stefan Bernuth, dass

mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Frau Oberärztin Dr. Monika Schmidt, Frau Dr. Angelika. Rzanny, Herr Dr. Roland Göbel und Herr Mario Fachet,

weder ein Promotionsberater beteiligt war noch dass Dritte unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen von mir erhalten haben, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 29.10.2010